

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Приладобудівний факультет
Кафедра інформаційно-вимірювальних технологій**

«На правах рукопису»
УДК 621.391

До захисту допущено:
Завідувач кафедри
_____ Володимир, ЄРЕМЕНКО
«__» _____ 20__ р.

**Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра
за освітньо-професійною програмою «Метрологія та вимірювальна
техніка»
зі спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна
техніка»
на тему: «Система діагностування наявності сторонніх включень у
судинах»**

Виконав:
студент VI курсу, групи ПВ-91мп
Шорін А.І.

Керівник:
проф. каф. ІВТ, к.т.н., доц.,
Яремчук Н.А.

Консультант з розробки стартап-проекту:
доц. каф. менеджмента, д.е.н., доц.,
Бояринова К.О.

Рецензент:
доц. каф. ПСНК, к.т.н., доц.,
Баженов В.Г.

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних
посилань.
Студент _____

Київ – 2020 року

РЕФЕРАТ

Тема роботи: «Система діагностування наявності сторонніх включень у судинах».

Обсяг пояснювальної записки становить 132 сторінки, містить 26 ілюстрацій, 24 таблиці. Загалом опрацьовано 23 джерело та 2 додатка.

Актуальність даної роботи полягає у тому, що серцево-судинні захворювання займають перше місце у світі за смертністю, тому є необхідність в розробці системи для виявлення сторонніх включень, що є причиною ускладнень при серцевосудинних захворюваннях.

Метою є розробка системи діагностування наявності сторонніх включень у судинах, які запропоновано проводити опрацювання вимірювальної і діагностичної інформації за двома незалежними каналами.

Для цієї проблеми вирішені наступні задачі:

Розглянуто існуючі проблеми пов'язані з кровотоком, визначені основні чинники їх утворення, визначення параметрів, які змінюються при стенозі, розглянути існуючі методи вимірювання швидкості кровотоку за ультразвуковим та лазерним методами, обран тип датчику. На основі проаналізованої літератури була розроблена структурна схема, проведені розрахунки для датчика за імпульсним доплером. Розроблено лінгвістичну шкалу для визначення рівня сторонніх включень. Побудована трапецієподібна функція приналежності, розроблено алгоритм роботи нечіткого класифікатора за яким для встановлення кінцевого діагнозу про наявність сторонніх включень у судинах об'єднується результати двох вимірювальних каналів та розраховується центр ваги за яким і будується кінцевий діагноз.

Об'єкт дослідження: Процес вимірювання кровообігу у судинах.

Предмет дослідження: Методи та способи вимірювання сторонніх включень у судинах.

Матеріали магістерської дисертації опубліковано:

1. Збірник тез дев'ятнадцятої міжнародної науково-технічної конференції "Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах" (ВОТТП-19-2019) (Додаток А).

2. Збірник праць XIII науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування» 13-14 травня 2020 року (Додаток Б).

Ключові слова: сторонні включення у судинах, швидкість кровотоку, доплерівський зсув, лінгвістична шкала.

ABSTRACT

Theme of work: "System for diagnosing the presence of foreign inclusions in vessels".

The volume of the explanatory note is 132 pages, contains 26 illustrations, 24 tables. A total of 23 sources and 2 appendices were processed.

The relevance of this work is that cardiovascular disease ranks first in the world in mortality, so there is a need to develop a system for detecting foreign inclusions that cause complications in cardiovascular disease.

The aim is to develop a system for diagnosing the presence of foreign inclusions in the vessels, which are proposed to process measuring and diagnostic information through two independent channels.

The following tasks are solved for this problem:

The existing problems related to blood flow are considered, the main factors of their formation are determined, the parameters that change during stenosis are determined, the existing methods of measuring blood flow velocity by ultrasound and laser methods are considered, the sensor type is selected. Based on the analyzed literature, a block diagram was developed, calculations were performed for the pulse Doppler sensor. A linguistic scale has been developed to determine the level of extraneous inclusions. A trapezoidal membership function is constructed, an algorithm of fuzzy classifier is developed according to which the results of two measuring channels are combined to establish the final diagnosis of the presence of foreign inclusions in vessels and the center of gravity is calculated according to which the final diagnosis is built.

Object of research: The process of measuring blood circulation in blood vessels.

Subject of research: Methods and ways of measuring foreign inclusions in vessels.

Materials of the master's dissertation are published:

1. Proceedings of the nineteenth international scientific and technical conference "Measuring and computing technology in technological processes" (WOTTP-19-2019) (Appendix A).

2. Proceedings of the XIII scientific-practical conference of students, graduate students and young scientists "Look into the future of instrumentation" May 13-14, 2020 (Appendix B).

Key words: foreign inclusions in vessels, blood flow velocity, Doppler shift, linguistic scale.

Зміст

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ПОЗНАЧЕНЬ.....	10
1.1. Визначення швидкості кровотоку	13
1.2. Сутність ефекту Допплера	15
1.3. Сторонні включення, тромбози	17
1.4. Принципи оцінки кількісних параметрів кровотоку	19
1.5. Вплив перешкоди на артеріальну гемодинаміку	24
1.6. Фактори ризику розвитку тромбозу	28
Висновки до розділу 1	29
РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ І ЗАСОБИ ВИМІРЮВАННЯ ШВИДКОСТІ КРОВОТОКУ	30
2.1. Ультразвукові датчики	30
2.1.1. Типи ультразвукових датчиків	30
2.1.2. Приклади застосування акустичних датчиків.....	33
2.2. Допплерівські вимірювач безперервної дії.....	38
2.3. Імпульсні доплерівські вимірювачі.....	40
2.4. Лазерна доплерівська анеометрія	43
2.5. Кольоровий доплер	46
2.6. Лазерна доплерівська флоуметрія	47
2.7. Метод квадратурної демодуляції.....	52
2.8. Фактори що впливають на оцінку кількісних показників	56
Висновки до розділу 2	57
РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ	59
3.1. Вибір структурної схеми.....	59
3.2. Розрахунок вимірювального каналу швидкості кровотоку за ультразвуковим методом	65
3.3. Блок первинної обробки даних, отриманих від вимірювальних каналів	79
3.4. Розробка нечіткої шкали і правил діагностування	80

Висновки до розділу 3	85
РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ РОБОТИ НЕЧІТКОГО КЛАСИФІКАТОРА.....	86
Висновки до розділу 4	90
РОЗДІЛ 5. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ «СИСТЕМА ДІАГНОСТУВАННЯ НАЯВНОСТІ СТОРОННІХ ВКЛЮЧЕНЬ У СУДИНАХ».....	91
5.1. Опис ідеї стартапу	91
5.2. Технологічний аудит ідеї проекту.....	94
5.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту	96
5.4. Розроблення ринкової стратегії проекту.....	107
5.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	112
Висновки до розділу 5.....	116
ВИСНОВКИ	118
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ.....	121
ДОДАТКИ	124
Додаток А	124
Додаток Б.....	127

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ПОЗНАЧЕНЬ

МОЗ – Міністерство охорони здоров'я

ГТВ – глибокі тромбози вен

ТЕЛА – тромбоемболія легеневої артерії

УЗ – ультразвук

УЗД – ультразвукове дослідження

ФВЧ – фільтр високих частот

ФНЧ – фільтр низьких частот

ПВЧ – підсилювач високої частоти

АЦП – аналогово-цифровий перетворювач

ЛДА – лазерний доплерівський анемометр

ПНЧ – підсилювач низьких частот

ЛДВШ – лазерний доплерівський вимірювач швидкості

ЕОМ – електронно обчислювальна машина

СФ – смуговий фільтр

ССС – серцево-судинна система

ВСТУП. МЕТА РОБОТИ

Для нормального функціонування тканин і органів дуже важливо їх фізіологічно адекватне кровопостачання. Одними з фізіологічно важливих параметрів є об'ємна швидкість кровотоку в судинах і кровонаповнення тканин у відсотках до обсягу тканини, тому для діагностування наявності сторонніх утворень в судинах використовується об'ємна швидкість кровотоку і її зміни в залежності від ступеня деформації судин.

Вимірювання швидкості кровотоку реалізують за принципами ультразвукових та лазерних зондувань тканин.

Допплерівський витратомір безперервної дії дозволяє вимірювати швидкість таких рідин, які містять частки, що відбивають падаючий на них звуковий сигнал (у крові такими частками є еритроцити).

Випромінювач ультразвуку спрямовує сигнал на досліджувану судину. Досягнувши рухомої клітини, ультразвук відбивається від неї зі зміщеною частотою, а відбитий сигнал реєструється приймачем, датчик якого ідентичний кристалу, що випромінює ультразвук, за доплерівським зсувом відбитого сигналу визначають лінійну швидкість кровотоку [1].

Лазерна доплерівська флоуметрія - метод, який використовується для вимірювання об'ємної швидкості кровотоку і оцінки стану мікроциркуляторного русла. Для дослідження мікроциркуляції крові застосовується зондування тканини лазерним випромінюванням з реєстрацією доплерівського зсуву частоти розсіяного когерентного лазерного випромінювання рухомими в тканини клітинами крові [2].

Оскільки точність вимірювання невисока і на результат діє багато впливних величин, то для збільшення достовірності діагностування запропоновано використання надлишкових вимірювань, за якими значення діагностичної ознаки отримуються двома методами, а результати об'єднують. Кінцевий результат діагностування подають за допомогою лінгвістичної шкали : сторонні включення «незначні», «суттєві», «значні».

Метою є розробка системи діагностування наявності сторонніх включень у судинах, які запропоновано проводити опрацювання вимірjuвальної і діагностичної інформації за двома незалежними каналами.

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ З ДІАГНОСТУВАННЯ СТОРОННІХ ВКЛЮЧЕНЬ У СУДИНАХ

1.1. Визначення швидкості кровотоку

Серцево-судинна система складається з серця і судин - артерій, капілярів і вен. Транспортна функція серцево-судинної системи полягає в тому, що серце (насос) забезпечує пересування крові (середовища, що транспортується) по замкнутому ланцюзі судин (еластичних трубок).

У фізіологічних умовах майже у всіх відділах кровоносної системи спостерігається ламінарний, або шаруваті протягом крові. При такому типі течії рідина рухається вздовж судини, причому, всі її частки переміщуються тільки паралельно осі судини. Лінійна швидкість кровотоку ламінарного типу пов'язана з довжиною судини, градієнтом тиску, в'язкістю крові, але, головним чином, залежить від діаметра судини.

При скороченні серця кров надходить з лівого шлуночка в виходить тракт (аорту) тільки під час періоду вигнання. В ході пульсових коливань швидкість кровотоку змінюється наступним чином: після відкриття аортальних клапанів вона різко зростає, потім до кінця періоду вигнання падає майже до нуля.

Від початку періоду розслаблення і до закриття створок аортального клапана спостерігається короткочасний зворотний потік крові в лівий шлуночок.

Розрізняють об'ємну і лінійну швидкості кровотоку.

Об'ємної швидкістю Q називають величину, яка чисельно дорівнює обсягу рідини, що протікає в одиницю часу(t) через даний радіус(r) судини:

$$Q = V \cdot \pi \cdot r^2, \quad (1.1)$$

Лінійна швидкість - являє шлях(L), пройдений частками крові в одиницю часу:

$$V = \frac{L}{t} \quad (1.2)$$

Оскільки лінійна швидкість неоднакова за перетином труби, то в подальшому мова йтиме тільки про лінійної швидкості, середньої по перетину.

У спокої максимальна швидкість кровотоку в аорті перевищує 100 см / сек, середня швидкість протягом усього періоду вигнання близько 70 см / сек. Оскільки середня швидкість кровотоку обернено пропорційна поперечним перерізом судин, вона значно нижче в периферичних артеріях, і особливо в кінцевих артеріях і артеріолах (2 - 10 см / сек). Найповільніше кров тече в капілярах - лінійна швидкість кровотоку в них становить 0,03 см / сек.

Вимірювання швидкості кровотоку в магістральних артеріях і венах має велике діагностичне значення, оскільки побічно свідчить про патологічному зміні геометрії судини і пружних властивостях стінки судин. У зв'язку з цим, в клінічній практиці широко застосовуються методи для реєстрації кровотоку у великих судинах, а також структурах серця.

Можливість неінвазивної, об'єктивної і динамічної оцінки кровотоку по судинах малого калібру залишається однією з актуальних завдань сучасної ангіології і суміжних спеціальностей. Від її рішення залежить успіх ранньої діагностики таких захворювань, як облітеруючий ендартеріт, діабетична мікроангеопатія, синдром і хвороба Рейно. Не менш важливим аспектом проблеми ехолокації низькошвидкісних потоків крові є моніторинг прохідності мікросудинних анастомозів при реімплантації сегментів кінцівок, трансплантації тканинних клаптів і органів.

Порушення мозкового кровообігу є однією з основних причин смертності населення розвинених країн. Ішемічна хвороба мозку по поширеності практично відповідає ішемічної хвороби серця і становить близько 36% в структурі серцево-судинних захворювань. Особливе місце серед причин, що призводять до порушень мозкового кровообігу, займає патологічна звивистість сонних артерій. З одного боку, це пов'язано з її високою поширеністю в якості причини недостатності мозкового кровообігу,

що поступається тільки поширеності атеросклеротичного ураження каротидних артерій. З іншого боку, до цих пір немає єдиної думки про гемодинамічної значущості деформації сонних артерій і доцільності її хірургічної корекції.

Стенозуючих ураження брахіоцефальних артерій в даний час займають друге місце по частоті летальних ускладнень. Відзначається збільшення кількості хворих з атеросклеротичним ураженням внутрішніх сонних артерій (ВСА).

Отже, успішне попередження і ефективне лікування порушень мозкового кровообігу в чому залежить від діагностики параметрів кровотоку.

Для вимірювання швидкості і напрямку кровотоку в медицині прийнято застосовувати прилади і апарати, які засновані на ефекті Допплера, який використовується як з ультразвуком, так і з лазерним випромінюванням. У нашому дипломному проекті розглядається застосування ефекту Допплера з ультразвуком, який отримав значно більш широке поширення [1].

1.2. Сутність ефекту Допплера

У медичних ультразвукових приладах джерело і приймач сигналів об'єднані в датчику приладу, тобто випромінювання і прийом сигналів відбувається в одному місці. При випромінюванні ультразвуку всередину біологічних структур ультразвук відбивається і розсіюється на їх неоднорідностях. Ехо-сигнали, що відображаються в сторону датчика, приймаються та знаходяться в датчику ультразвуковим перетворювачем, який є приймачем ехо-сигналів. Якщо біологічні структури нерухомі, ехо-сигнали від них не мають частотного зсуву. У разі ж руху біологічних структур в ехо-сигнали з'являється частотний зсув, що змінює значення частоти ехо-сигналу в порівнянні з частотою випромінюваного ультразвукового сигналу.

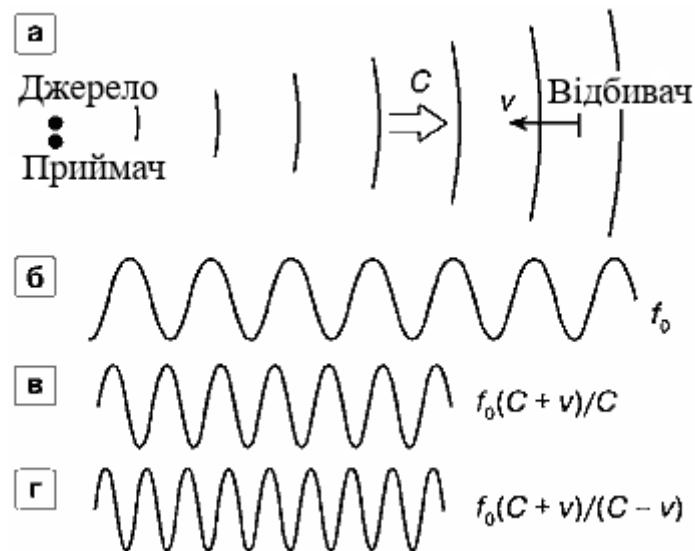


Рисунок 1.1 – Ефект Допплера при русі відбивача. а - джерело і приймач суміщені і нерухомі, відбивач рухається до них зі швидкістю v , б - коливання джерела з частотою f_0 , в - коливання, що приходить на відбивач, г - коливання в приймальнику.

На рисунку 1.1 схематично зображені суміщені джерело і приймач ультразвука і відбивач, що рухається в бік джерела і приймача зі швидкістю v . C – це швидкість поширення звуку в середовищі.

Коливання, що приходять від джерела на рухомий відбивач, мають такий же вигляд, як і в першому розглянутому нами випадку "рухомий приймач звуку". Частота коливань на відбивачі:

$$f_{\text{від}} = f_0(C+v)/C \quad (1.3)$$

Відбиваючи ці коливання в бік приймача, відбивач виступає в ролі джерела, тому що приходять від нього до приймача коливання мають частоту $f = \frac{f_{\text{від}} \cdot C}{(C-v)}$ аналогічно тому, як це було в другому випадку "рухається джерело звуку".

В результаті частота ехо-сигналів на вході приймача визначається виразом:

$$f = f_0 \frac{C + v}{C} * \frac{C}{C - v} = f_0 \frac{C + v}{C - v} \quad (1.4)$$

Очевидно, якщо відбивач рухається в сторону, протилежну від джерела і приймача, вираз для частоти на вході приймача змінюється [2]:

$$f = f_0 \frac{C - v}{C + v}. \quad (1.5)$$

Допплерівський зсув частот (Δf) залежить від швидкості руху (v) відбивача (елементів крові, перш за все еритроцитів), кута між вектором швидкості відбивача і вектором ультразвукового променя α , швидкості поширення звуку в середовищі (c) і первинної частоти випромінювання (f_0). Дана залежність описується доплерівським рівнянням :

$$\Delta f = \frac{2 \cdot v \cdot f_0 \cdot \cos \alpha}{c}; \quad (1.6)$$

$$v = \frac{\Delta f \cdot c}{2 f_0 \cdot \cos \alpha}; \quad (1.7)$$

Потрібно відзначити, що прилад реєструє тільки доплерівський зсув частот (в кГц), значення ж швидкості обчислюються за доплерівським рівнянням 1.6, при цьому швидкість поширення звуку в середовищі приймається як постійна і рівна 1540 м / с, а вихідна частота випромінювання відповідає середній частоті датчика [16].

1.3. Сторонні включення, тромбози

Згущення крові або коагуляція є важливим процесом, який запобігає надмірній кровотечі при пошкодженні кров'яної судини. Тромбоцити (тип клітин крові) і білки в плазмі (рідка частина крові) працюють разом, щоб зупинити кровотечу, утворюючи згусток над травмою. Як правило, ваше тіло

буде природним чином розчиняти тромб після зцілення травми. Проте іноді згустки утворюються на внутрішній стороні судин без явних травм або не розчиняються природнім шляхом (Рис.1.2). Такі ситуації можуть бути небезпечними і вимагають точного діагнозу і відповідного лікування.

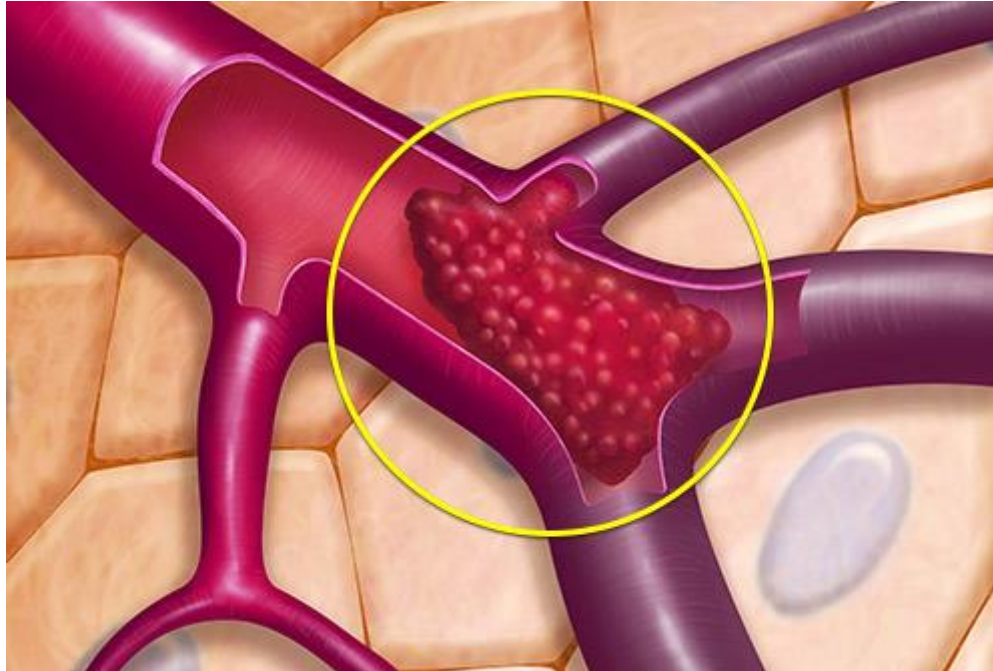


Рисунок 1.2 – Тромбоз в середині судини

Згустки можуть відбуватися у венах або артеріях, які є судинами, які є частиною системи кровообігу організму. Хоча обидва типи судин допомагають транспортувати кров по всьому тілу, кожен з них функціонує по-різному. Вени є судинами низького тиску, які несуть дезоксигенована кров від органів тіла і назад до серця. Аномальний згусток, який утворюється у вені, може обмежити повернення крові до серця і може призвести до болю і набряку, коли кров збирається за згустком.

З іншого боку, артерії - це м'язові судини високого тиску, які переносять кров з киснем і поживними речовинами з серця в інші частини тіла. Коли ваш лікар вимірює ваш кров'яний тиск, результати тестування є показником тиску в артеріях. Згортання крові, що відбувається в артеріях, зазвичай пов'язане з атеросклерозом, відкладенням нальоту, що звужує всередині судини. Коли артеріальний прохід звужується, сильні артеріальні м'язи продовжують

проштовхувати кров через отвір, і високий тиск може викликати розрив бляшок. Молекули, що виділяються в розриві, викликають надмірну реакцію тіла і утворюють непотрібний згусток в артерії, що потенційно призводить до інфаркту або інсульту. Коли кровопостачання серця або мозку повністю блокується згустком, частина цих органів може бути пошкоджена внаслідок позбавлення крові та її поживних речовин [3].

1.4. Принципи оцінки кількісних параметрів кровотоку

Пікова систолічна швидкість кровотоку (V_{ps} - peak systolic velocity) характеризує амплітуду систолічного піку. Одиниці виміру: м / с, см / с, кГц (рис. 1.3, А).

Максимальна кінцева діастолічна швидкість кровотоку (V_{ed} - end diastolic velocity) – максимальна величина швидкості кровотоку в кінці діастолі. Одиниці виміру: м / с, см / с, кГц (див. Рис. 1.3, А, Б).

Діастолічна швидкість кровотоку (V_d – diastolic velocity) характеризує амплітуду негативного піку в артеріях з високим периферичним опором. Одиниці виміру: м / с, см / с, кГц (див. Рис. 1.3, Б)

Усереднена за часом максимальна швидкість кровотоку ($TAMX$ - time average maximum velocity) є результатом усереднення швидкісних складових обвідної доплерівського спектра за один або кілька серцевих циклів. Одиниці виміру: м / с, см / с, кГц (рис. 1.3, В, Г).

Усереднена за часом середня швидкість кровотоку (TAV - time average velocity) є результатом усереднення складових спектрального розподілу за один або кілька серцевих циклів. Одиниці виміру: м / с, см / с, кГц (рис. 1.3, Д, Е).

Значення індексу периферичного опору (Pourcelot, RI - resistive index) побічно характеризує стан периферичного опору в досліджуваному судинному басейні. Величина індексу в артеріях з низьким периферичним опором дорівнює відношенню різниці пікової систолічної та максимальної

кінцевої діастолічної швидкості кровотоку до пікової систолічної швидкості кровотоку (1.8).

$$RI = \frac{V_{ps} - V_{ed}}{V_{ps}}; \quad (1.8)$$

В артеріях з високим периферичним опором значення індексу дорівнює відношенню суми пікової систолічної та діастолічної швидкості кровотоку до пікової систолічної швидкості кровотоку (1.9).

$$RI = \frac{V_{ps} + V_d}{V_{ps}}; \quad (1.9)$$

Значення індексу в артеріях з високим периферичним опором дорівнює відношенню суми пікової систолічної та діастолічної швидкості кровотоку до усередненої за часом максимальної швидкості кровотоку (1.10).

$$PI = \frac{V_{ps} + V_d}{TAMX}; \quad (1.10)$$

Індекс спектрального розширення (Стюарта, SBI - spectral broadening index) побічно характеризує ступінь турбулентності потоку крові, обчислюється як відношення різниці пікової систолічної і усередненої за часом середньої швидкості кровотоку до пікової систолічної швидкості кровотоку (1.11) [16].

$$SBI = \frac{V_{ps} - TAV}{V_{ps}} = 1 - \frac{TAV}{V_{ps}}; \quad (1.11)$$

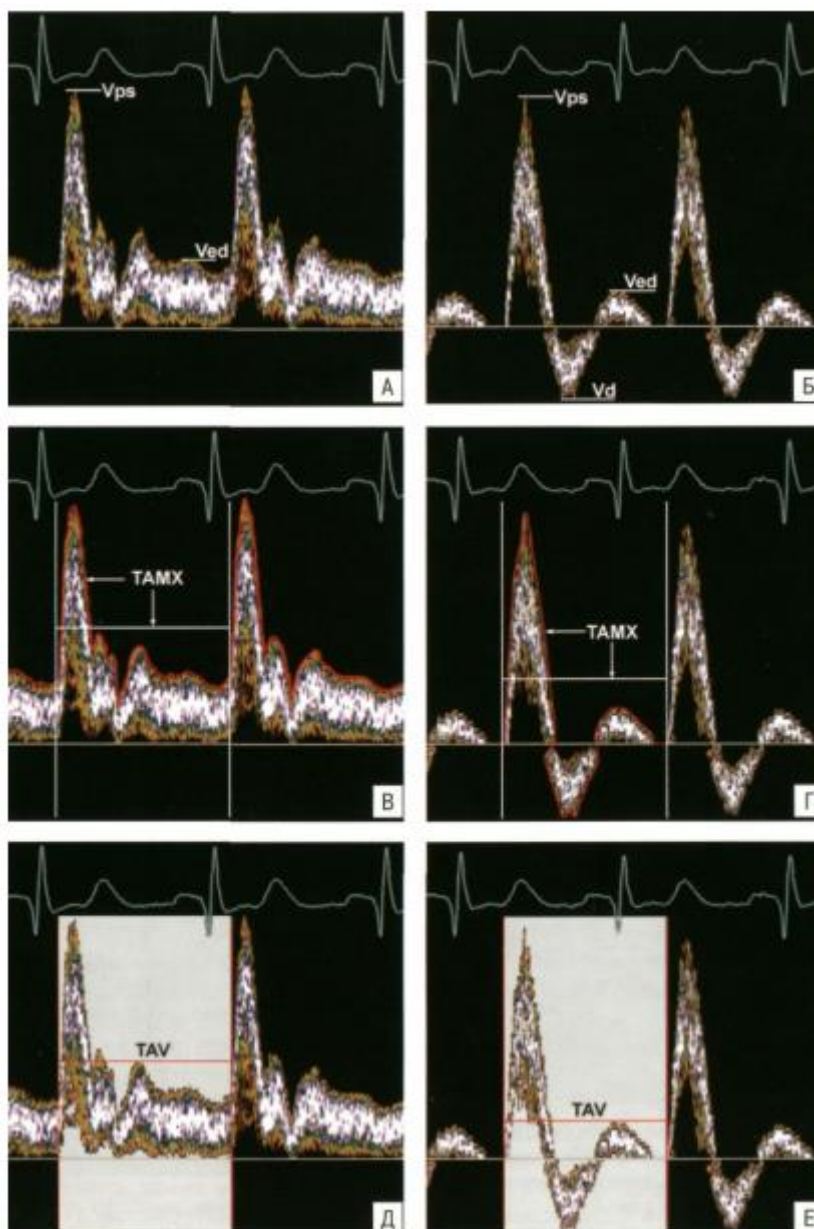


Рисунок 1.3 – Допплерівські вимірювання потоків в артеріях з високим і низьким периферичним опором. А. Вимірювання пікової систолічної та максимальної кінцевої діастолічної швидкостей потоку в артеріях з низьким периферичним опором. Б. Вимірювання пікової систолічної, діастолічної та максимальної кінцевої діастолічної швидкостей потоку в артеріях з високим периферичним опором. В. Вимірювання усередненої за часом максимальної швидкості потоку (обведення спектра і значення вказані стрілками) артеріях з низьким периферичним опором. Г. Вимірювання усередненої за часом максимальної швидкості потоку (обведення спектра і значення вказані стрілками) в артеріях з високим периферичним опором. Д. Вимірювання

усередненої за часом середньої швидкості потоку (зона усереднення виділена кольором) в артеріях з низьким периферичним опором. Е. Вимірювання усередненої за часом середньої швидкості потоку (зона усереднення виділена кольором) в артеріях з високим периферичним опором.

Систоло-діастолічне співвідношення (S / D) побічно характеризує периферичний опір. В артеріях з низьким периферичним опором оцінюється як відношення величини пікової систолічної до максимальної кінцевої діастолічної швидкості кровотоку (1.12).

$$\frac{S}{D} = \frac{V_{ps}}{V_{ed}}; \quad (1.12)$$

В артеріях з високим периферичним опором обчислюється як співвідношення пікової систолічної та діастолічної швидкості кровотоку (1.13).

$$\frac{S}{D} = \frac{V_{ps}}{V_d}; \quad (1.13)$$

Час прискорення (AT - acceleration time) побічно характеризує тонус судинної стінки. Відображає інтервал часу від початку систолічного піку до його вершини. Одиниці виміру: мс, з (Рис 1.4).

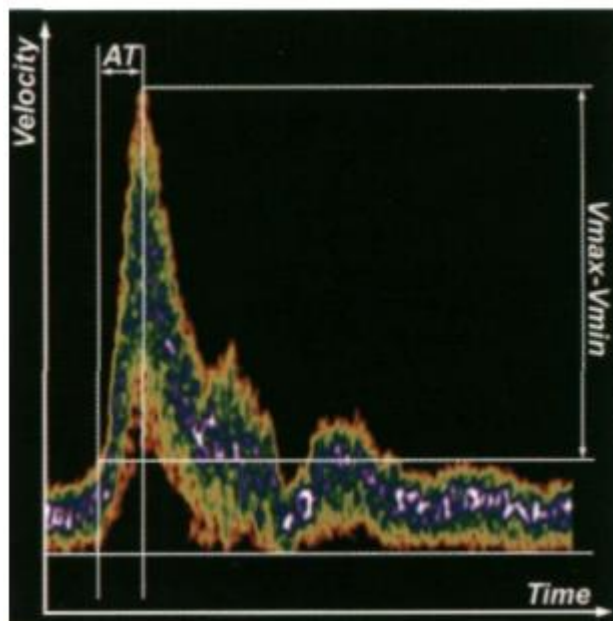


Рисунок 1.4 – Вимірювання часу і індексу прискорення

Індекс прискорення (AI - acceleration index) побічно характеризує тонус судинної стінки. Обчислюється як відношення різниці між мінімальним і максимальним значенням швидкості підйому систолічного піку до часу прискорення (1.14) (див. Рис. 1.4).

$$AI = \frac{\Delta V}{AT}; \quad (1.14)$$

Крім лінійних параметрів кровотоку, може бути розрахована величина об'ємної швидкості кровотоку (V_{vol} - volume velocity). Даний параметр обчислюється як добуток площі поперечного перерізу судини на усереднену за часом середню швидкість кровотоку. Одиниця виміру: мл / хв (1.15):

$$V_{vol} = A \cdot TAV \cdot 60 = \frac{\pi \cdot D^2}{4} \cdot TAV \cdot 60, \quad (1.15)$$

де V_{vol} - об'ємна швидкість кровотоку, A – площа поперечного перерізу судини, TAV - усереднена за часом середня швидкість, D - внутріпосвітний діаметр судини, π - константа, рівна 3,14. Точність оцінки об'ємної швидкості кровотоку залежить від відповідності отриманої величини діаметра його значенням в діастолу, чого при візуальній оцінці В-режимі, як правило, досягти не вдається. У зв'язку з цим похибка вимірювання об'ємної швидкості кровотоку може досягати 30-35%.

Для підвищення діагностичної інформативності показника об'ємної швидкості кровотоку доцільна оцінка діаметра в М-режимі з урахуванням пульсації судинної стінки, що відображається відношенням діаметра посудини в систолу до його діаметру в діастолу (IP - індекс пульсації судинної стінки).

При цьому у формулі розрахунку площі поперечного перерізу судини повинно фігурувати значення діаметра посудини в діастолу (1.16).

$$V_{vol} = \frac{\pi \cdot D^2}{4} \cdot TAV \cdot IP \cdot 60. \quad (1.16)$$

Однак для переважної більшості навіть магістральних артеріальних стовбурів подібна методика важко здійсненна в зв'язку з особливостями їх анатомічного розташування [16].

Не менш важлива оцінка стану периферичної венозної системи. При більшості патологічних станів досить складно на первинному етапі діагностики оцінити внесок артеріальних і венозних циркуляторних порушень в розвиток наявного у хворого клінічного синдрому.

Дослідження вен проводиться також в трьох режимах. Одержані дані доповнюють один одного при постановці достовірного ультразвукового діагнозу. При оцінці стану вен, в яких можлива візуалізація стінки, включаючи внутрішні і зовнішні яремні, глибокі і поверхневі вени верхніх і нижніх кінцівок, нижню порожнисту вену, основні стовбури (внеорганные) ниркових, печінкових, ворітної, селезінкової, верхньої брижової вен, визначають їх прохідність, геометрію (відповідність ходу судини анатомічної траєкторії), діаметр (внутріпросветний), стан судинної стінки (цілісність, ехогенність), стан просвіту (наявність, локалізацію, протяжність, ехогенність внутріпросвітних утворень, ступінь порушення прохідності), стан венозних клапанів (наявність, ехогенність, рухливість, повноту змикання), стан периваскулярних тканин (наявність, форму, ступінь вираженості і причину екстравазальних впливів). Якість і повнота оцінки всіх перерахованих параметрів залежать від глибини залягання вени, її розмірів.

У венах, де візуалізація стінки принципово неможлива (органный кровотік, кровотік в інтракраніальних венах, субкутанний кровотік), оцінка в В-режимі не проводиться [16].

1.5. Вплив перешкоди на артеріальну гемодинаміку

Усі гемодинамічні феномени, що викликаються стенозами різного ступеня вираженості, можна розділити на первинні, вторинні і третинні [15]. Первинний ефект стенозу характеризується локальним зростанням швидкості

кровотоку (і величини кінетичної енергії потоку) в його зоні. Вторинний його ефект виражається в змінах швидкості кровотоку, типу потоку, пульсових коливань тиску проксимальніше і дистальніше зони стенозу. Сукупність первинного і вторинного ефектів стенозу формує локальні гемодинамічні зрушення (перепад). Третинний ефект стенозу полягає в колатеральній перебудові дистальної гемодинаміки, а також активації механізмів функціональної компенсації.

Будь-яке звуження просвіту судини більш 20% по діаметру є стенозом, оскільки в цій області формуються локальні зміни гемодинаміки [16].

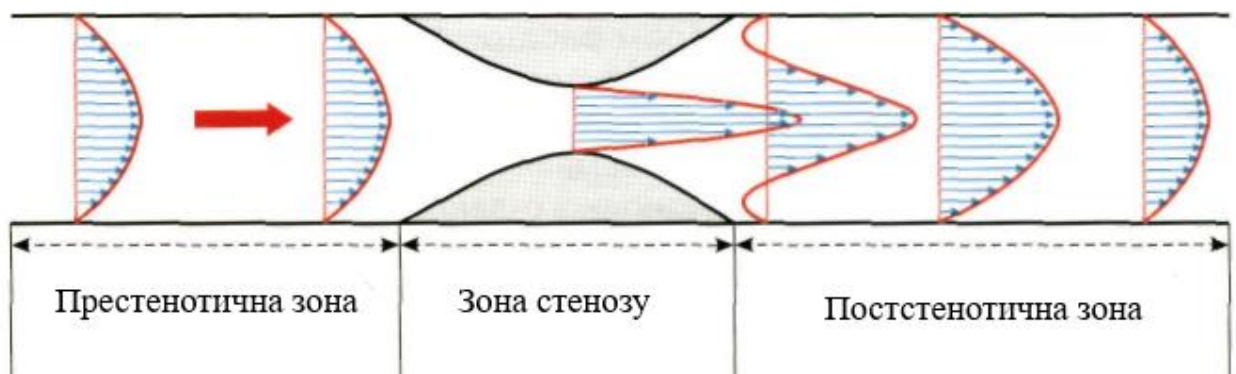


Рисунок 1.5 – Схема зміни профілю швидкості кровотоку в різних відділах стенозуючої артерії

Стенози більше 20% і до 50% по діаметру супроводжуються розвитком первинних і вторинних ефектів. Причому чим вище ступінь стенозу, тим більше виражені ці ефекти. Проксимальне місце стенозу зменшується середня швидкість кровотоку, підвищується рівень пульсового тиску, потік в безпосередньої близькості від стенозу має турбулентний характер за рахунок відображення частинок крові від перешкоди, профіль швидкості ущільнюється. Це супроводжується переходом частини енергії потоку в теплову. У місці стенозу потік значно прискорюється, збільшується кінетична енергія, тиск потоку знижується. За місцем стенозу, в зоні турбулентності, швидкість кровотоку знижується, кінетична енергія потоку падає (Рис. 1.5). Однак вираженість енергетичних втрат при помірних ступенях стенозу

невелика. У зв'язку з цим відзначається практично повна нормалізація як лінійних, так і об'ємних параметрів кровотоку в дистальному відділі, і не розвиваються третинні ефекти стенозу [16].

При стенозах понад 55-60% виявляються як локальні, так і системні ефекти. Ступінь вираженості локальних ефектів значно вище, ніж при стенозах помірних ступенів. В області звуження в разі критичних стенозів величини тиску потоку, а отже, і його потенційної енергії прагнуть до нуля. Впродовж стенозу і в постстенотичної області значно зростають енергетичні втрати за рахунок дії сили тертя. Відповідно до закону Хагена - Пуазейля, втрата енергії в'язкості в стенотичній частині судини прямо пропорційна його довжині і обернено пропорційна четвертого ступеня радіуса судини. Радіус звуження потоку є найбільш важливим фактором, що впливає на втрату енергії в'язкості. Наприклад, при стенозі судини 75% по діаметру опір потоку в 81 разів більше, ніж в нестенозуючому сегменті (Рис 1.6). Ця енергія розсіюється у формі тепла при проходженні потоку через місце звуження. Додаткові втрати енергії пов'язані з прискоренням течії крові в місці стенозу і порушенням однонаправленості потоку. Ступінь енергетичних втрат істотно залежить від конфігурації стенозу. При «різкому» обриві стенозуючої ділянки втрати енергії більше, ніж в випадку його «плавності». Інерція викиду долає негативний градієнт тиску і сили зчеплення між частинками крові при надходженні її в розширену частину судини, де потік ділиться на швидкий серединний і повільний пристінковий. Частинки крові, що знаходяться біля стінки судини, рухаються повільно, а іноді і в протилежному напрямку - в область низького тиску зони стенозу. Енергія потоку може впливати на еластичні елементи артеріальної стінки і в ряді випадків призводить до постстенотичної дилатації судини, а також до механічного пошкодження ендотеліальних тканин і низькочастотної вібрації стінки судини [16].

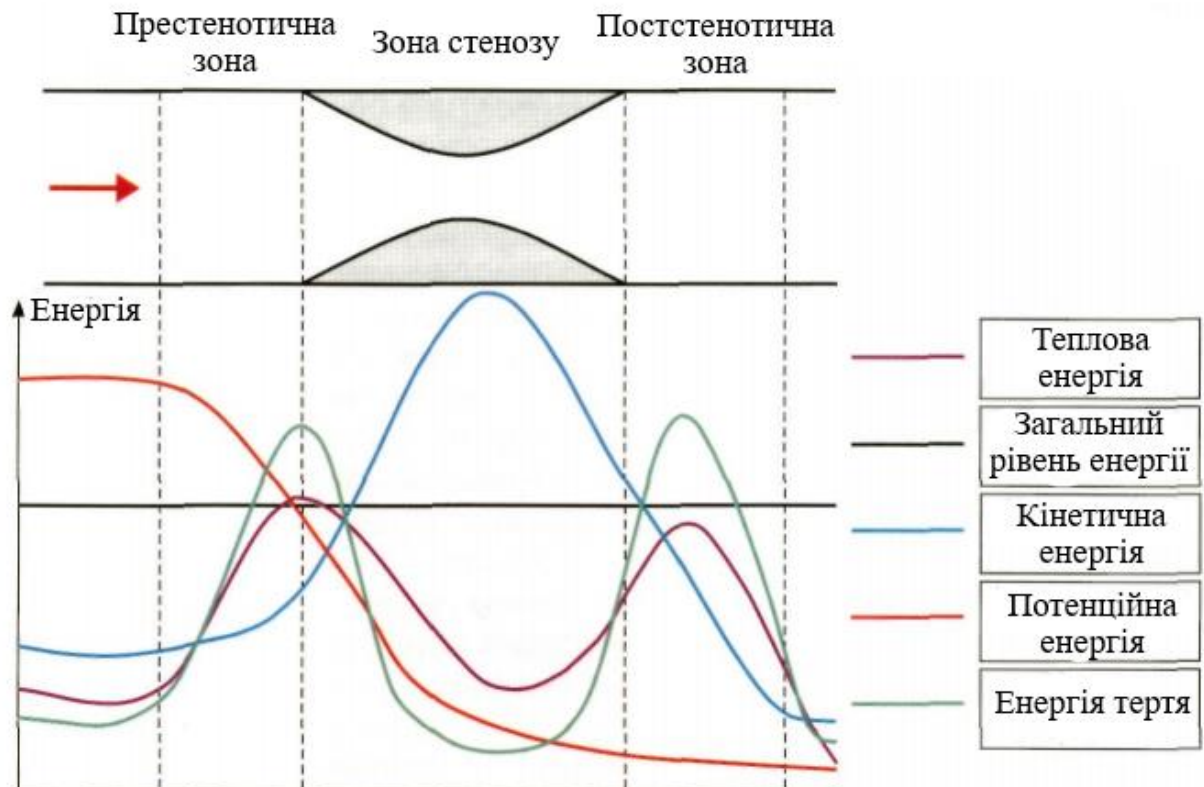


Рисунок 1.6 – Схема зміни енергетичних складових потоку в зоні стенозу

Дистальніше стенозу на деякій відстані від нього потік крові знову набуває ламінарний характер з відновленням параболічного профілю швидкості, проте лінійна, об'ємна швидкості потоку, а також рівень перфузійного тиску знижуються, в ряді випадків до критичних (близьких до нульових) величин. При наявності у стенозованій (окклюзованій) артерії гілок, анастомозируючих з іншими артеріальними стовбурами, перфузійний дефіцит в дистальному відділі викликає колатеральне перерозподіл кровотоку.

При адекватному, повноцінному коллатеральному перерозподілі перфузійний дефіцит дистальніше зони стенозу повністю компенсується. У разі, якщо кубель компенсація виявляється недостатньою, зменшення ступеня перфузійного дефіциту відбувається за рахунок додаткового розширення просвіту артерій, перш за все мікроциркуляторного русла, у відповідь на метаболічні порушення, що виникають внаслідок недостатнього припливу

крові (гіперкапнія, ацидоз). Додаткова дилатація забезпечується міогенним механізмом локальної регуляції. Недостатність колатеральних і функціональних джерел компенсації обумовлює реальний перфузійний дефіцит і, як правило, супроводжується розвитком клінічної симптоматики [16].

1.6. Фактори ризику розвитку тромбозу

Фактори ризику розвитку венозного згустку відрізняються від факторів артеріального тромбу, і люди, які ризикують отримати один, не обов'язково ризикують отримати інший. Різні фактори ризику або події можуть викликати неприродне згортання; однак кожен фактор може ініціювати згортання крові іншим способом. У вашій системі є молекули, які сигналізують ваше тіло, щоб він знав, коли, де і як швидко утворюється згусток і генетика відіграє роль у тому, як швидко ваше тіло реагує на ці сигнали. Деякі фактори ризику, такі як ожиріння, уповільнюють потік крові у венах, тоді як інші, такі як вік, можуть збільшити природну здатність організму до згортання. Навіть певні препарати можуть впливати на швидкість згущення крові [4].

Біль в нозі є основний симптом тромбозу глибоких вен. У деяких випадках це може бути єдиним проявом захворювання. Найчастіше виникає різка і сильний біль в області литкового м'яза.

Набряк кінцівки може також бути симптомом наявності сторонніх включень у крові. Якщо ви звернули увагу на те, що одна з ваших кісточок раптово набрякла, то це може бути раннім симптомом ТГВ. В цьому випадку вам слід негайно звернутися за медичною допомогою, оскільки в будь-який момент тромб може відірватися і закупорити судини життєво важливих органів.

Поява червоних смуг на шкірі також може бути симптомом тромбоемболії. При утворенні тромбу в системі глибоких вен нижніх кінцівок шкіра в ураженій області може набувати червонуватий або блакитний відтінок.

У деяких випадках шкірні покриви бліднуть. Також дуже часто збільшується локальна температура (шкіра стає теплою на дотик).

Тахікардія при прискоренні серцебиття виникає через брак повітря, розвивається при тромбоемболії легеневої артерії. У цій ситуації серце намагається компенсувати дефіцит шляхом збільшення швидкості скорочень.

Біль в грудях гострий та колючий біль в грудній клітці - це найбільш частий прояв тромбоемболії легеневої артерії. Основна характеристика між цими патологіями полягає в тому, що при ТЕЛА інтенсивність больового синдрому посилюється під час дихання.

Брак повітря при появі вираженої задишки і збільшення частоти дихальних рухів до 30-40 в хвилину - це характерні ознаки тромбоемболії легеневої артерії. Також може відзначатися ціаноз або блідість шкіри.

Кровохаркання - цей симптом не є обов'язковим і зустрічається приблизно у чверті пацієнтів з ТЕЛА. Найчастіше відходження мокроти з домішкою крові з'являється вже на стадії інфаркту легкого.

Біль в животі є основною ознакою тромбозу мезентеріальних судин - гострий біль в животі, що виникає в результаті ішемії (порушення кровопостачання) певної ділянки кишечника.

Нудота і блювання - характерні прояви мезентеріального тромбозу. Основна особливість блювоти полягає в тому, що вона не приносить полегшення. У деяких випадках можуть з'являтися домішки крові в калі [11].

Висновки до розділу 1

1. Встановлено, що діагностичною ознакою наявності сторонніх включень є лінійна та об'ємна швидкість крові.
2. Лінійну швидкість кровотоку визначають за доплерівським зсувом.
3. При реєструванні доплерівського зсуву отримують доплерівський спектр, тому для визначення швидкості кровотоку обирають середнє значення за часом максимальної швидкості кровотоку.

РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ І ЗАСОБИ ВИМІРЮВАННЯ ШВИДКОСТІ КРОВОТОКУ

2.1. Ультразвукові датчики

2.1.1. Типи ультразвукових датчиків

Генератором ультразвукових хвиль є передавач, який одночасно грає роль приймача відображених ехосигналів. Генератор працює в імпульсному режимі, посиляючи близько 1000 імпульсів в секунду. У проміжках між генеруванням ультразвукових хвиль пьезодатчик фіксує відбиті сигнали.

Ультразвуковий датчик застосовується в якості детектора або трансдюсера - складного датчика, що складається з декількох сотень дрібних п'єзокристал, що працюють в однаковому режимі. В датчик вмонтована фокусуються лінза, що дає можливість створити фокус на певній глибині. Всі ультразвукові датчики поділяються на механічні та електронні. У механічних сканування здійснюється за рахунок руху випромінювача (він або обертається або гойдається). В електронних, розгортка проводиться електронним шляхом. Недоліками механічних датчиків є шум, вібрація, які з'являються при русі випромінювача, а також значення роздільної здатності. Механічні датчики морально застаріли і в сучасних сканерах не використовуються. Використовуються три типи ультразвукового сканування: лінійний (паралельне), конвексний і секторний. Відповідно датчики або трансдюсери ультразвукових апаратів бувають лінійні, конвексні і секторні. Вибір датчика для кожного дослідження проводиться з урахуванням глибини і характеру положення органу.

Таблиця 2.1

Систематизація типів датчиків від глибини і положення органу

Тип УЗ датчику	Робоча частота	Глибина сканування	Призначення
Лінійний	5-15 МГц	не більше 10 см	Для дослідження поверхнево розташованих структур - щитовидної залози, молочних залоз, невеликих суглобів і м'язів, а також для дослідження судин використовує частоту 2,5-7,5 МГц.
Конвексний	2-8 МГц	20-25 см	Використовується для дослідження глибоко розташованих органів: органів черевної порожнини та заочеревинного простору, сечостатевої системи, тазостегнових суглобів.
Секторний	1,5-5 МГц	—	Зазвичай використовуються як кардіологічні датчики. Секторна фазувальна решітка дозволяє змінювати кут променя в площині сканування, що дозволяє заглянути за ребра (для досліджень серця), за джерельце (для неонатальних досліджень голови) або за око (для внутрішньочерепних досліджень мозку дорослих).

Лінійні датчики використовують частоту 5-15 МГц. Перевагою лінійного датчика є повна відповідність досліджуваного органу положенню

самого трансдюсера на поверхні тіла. Недоліком лінійних датчиків є складність забезпечення в усіх випадках рівномірного прилягання поверхні трансдюсера до шкіри пацієнта, що призводить до викривлення отриманого зображення по краях. Також лінійні датчики за рахунок більшої частоти дозволяють отримувати зображення досліджуваної зони з високою роздільною здатністю, проте глибина сканування досить мала (не більше 10 см.). Використовуються в основному для дослідження поверхнево розташованих структур - щитовидної залози, молочних залоз, невеликих суглобів і м'язів, а також для дослідження судин використовує частоту 2,5-7,5 МГц. Має меншу довжину, тому домогтися рівномірності його прилягання до шкіри пацієнта більш просто. Однак при використанні конвексних датчиків отримується зображення по ширині на кілька сантиметрів більше розмірів самого датчика. Для уточнення анатомічних орієнтирів лікар зобов'язаний враховувати цю невідповідність. За рахунок меншої частоти глибина сканування досягає 20-25 см. Зазвичай використовується для дослідження глибоко розташованих органів - органи черевної порожнини і заочеревинного простору, сечостатевої системи, тазостегнові суглоби.

Секторний датчик працює на частоті 1,5-5 МГц. Має ще більше невідповідність між розмірами трансдюсера і одержуваних зображенням, тому використовується переважно в тих випадках, коли необхідно з невеликої ділянки тіла отримати великий огляд на глибині. Найбільш доцільне використання секторного сканування при дослідженні, наприклад, через міжреберні проміжки. Типовим застосуванням секторного датчика є ехокардіоскопія - дослідження серця.

Залежно від функціонального призначення прилади УЗД з відповідними спеціалізованими ультразвуковими датчиками поділяються на такі основні типи: а) ЕТС - ехотомоскопи (прилади, призначені, в основному, для дослідження плоду, органів черевної порожнини і малого таза); б) ЕКС - ехокардіоскопія (прилади, призначені для дослідження серця); в) ЕЕС - ехоенцелоскопи (прилади, призначені для дослідження головного мозку); г)

ЕОС - ехоофтальмоскопи (прилади, призначені для дослідження ока). Залежно від часу отримання діагностичної інформації прилади поділяють на такі групи:
а) С - статичні; б) Д - динамічні; в) К – комбіновані [20].

2.1.2. Приклади застосування акустичних датчиків

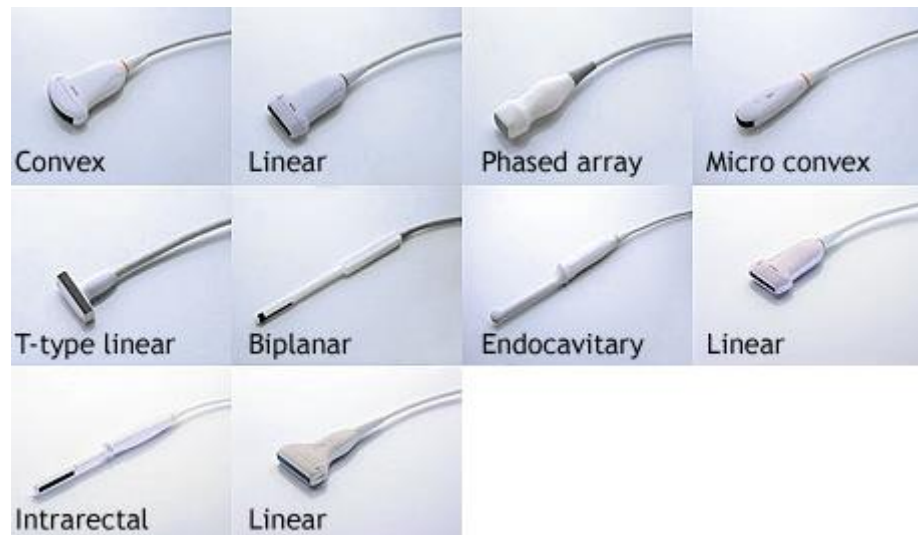


Рисунок 2.1 – Типи ультразвукових датчиків. Ці ультразвукові датчики використовуються в УЗД апараті Hitachi Aloka

- Конвексні датчики: (Convex)

Використовують як базові датчики для дорослих абдомінальних досліджень (черевна порожнина: печінку, нирки, жовчний міхур, підшлункова залоза, селезінка). Мають радіус кривизни від 40 до 70 мм. Частоти 2-6 МГц - дозволяють отримувати зображення з великих глибин, підходять також для повних людей. Частоти 3-8 МГц - для худорлявих людей або дітей. Частоти 5-10 МГц - можна використовувати для неглибоко залягають органів або для дітей.

- Мікроконвексні датчики: (Micro convex)

Внутрішньопорожнинні: вагінальні (кривизна 10-14 мм), ректальні, або універсальні ректально-вагінальні (кривизна зазвичай 8-10 мм). Для досліджень в акушерстві та гінекології (матка, плід, сечовий міхур, простата).

Трансвагінальні датчики зазвичай мають скошену рукоятку для зручності використання лікарем, а трансректальне і ректо-вагінальні - пряму (щоб легше було обертати датчик навколо своєї осі для огляду різних проекцій). Також мікроконвексний датчики використовуються для дитячих абдомінальних досліджень, в такому випадку радіус кривизни 20-40 мм. Рідше використовують як датчики для малих органів або транскраніальних досліджень у дітей (огляд мозку через тім'ячко).

- Лінійні датчики: (Linear)

Мають плоску випромінює поверхню.

Зазвичай діляться на п'ять типорозмірів:

~ 80-90 мм - для дорослих абдомінальних досліджень (зараз не застосовуються, в нових приладах для цього існує). У Hitachi є такий датчик для дослідження молочної залози (EUP-L53L).

~ 60 мм - для досліджень малих органів (щитовидна залоза, молочна залоза)

~ 40 мм - для досліджень поверхневих судин, зазвичай мають режим відхилення променя для поліпшення точності роботи в доплерівських режимах (Steering)

~ 20-30 мм - для м'язоскелетальних досліджень (м'язи, суглоби) і підшкірних судин мають частоти 7-13 МГц.

~ 5-20 мм - операційні датчики мають Т-, L-, І-подібну форму, лапароскопічні або НЕ пальцеві.

Лінійні датчики при використанні з сучасними ультразвуковими сканерами можуть мати різні режими:

- steering - керований нахил вікна в кольоровому доплеровському режимі. Кут нахилу може бути до 25 градусів в обидві сторони (максимально 20 градусів у ALOKA, 25 градусів у GE). Цей режим дозволяє зменшити похибку при визначенні швидкості кровотоку при судинах, розташованих паралельно площині датчика. Раніше для цього використовували спеціальні кутові муфти, що надягають на датчик.

- трапецієподібний режим (віртуальний конвекс) - дозволяє розсунути область огляду за межі кордонів апертури датчика. Це можливо завдяки наявності секторної фазованою решітки по краях апертури, яка може посылати промені в будь-яку сторону, а не тільки перпендикулярно площині випромінювача.

- CW доплер - використовується на датчику UST-5412 і сканері ALOKA ALPHA 7. У складі цього датчика є фазированная решітка.

- Секторні фазувальні датчики: (Phased array)

Зазвичай використовуються як кардіологічні датчики. Секторна фазувальна решітка дозволяє змінювати кут променя в площині сканування, що дозволяє заглянути за ребра (для досліджень серця), за джерельце (для неонатальних досліджень голови) або за око (для внутрішньочерепних досліджень мозку дорослих). Більшість фазованих датчиків може працювати в режимі постійно-хвильового або безперервно-хвильового доплера (CW, Continuous Wave), це можливо завдяки незалежному прийому і випромінювання різних частин решітки датчика.

- Вагінальні датчики: (Vaginal, Endocavitary, Intrarectal)

Зазвичай використовуються як кардіологічні датчики. Секторная фазированная решітка дозволяє змінювати кут променя в площині сканування, що дозволяє заглянути за ребра (для досліджень серця), за джерельце (для неонатальних досліджень голови) або за око (для внутрішньочерепних досліджень мозку дорослих). Більшість фазованих датчиків може працювати в режимі постійноволновом або безперервно-хвильового доплера (CW, Continuous Wave), це можливо завдяки незалежному прийому і випромінювання різних частин решітки датчика.

- Черезстравохідною (TEE) датчики:

Трансезофагеальной ехокардіографія (TEE, TEE) - обстеження серця з боку мітрального клапана. Датчик подібний гастроскопіческому, вводиться в стравохід. Дистальний кінчик може рухатися в різні боки, що дозволяє отримувати високоякісні зображення серця в динаміці з різних проекцій.

Сучасні ТЕЕ-датчики мають обертовий (повертається) випромінювач, що також дозволяє отримувати різні проекції серця. Такі датчики бувають з ручним або автоматизованим (моторизованим) приводом. У Philips є також тривимірні ТЕЕ датчики 3D / 4D.

- Бі-планові датчики: (Biplanar)

Мають в своєму складі два суміщених випромінювача. Конвекс + конвекс, або лінійка + конвекс. Це дозволяє отримувати зображення передміхурової залози як в поперечному, так і в поздовжньому зрізі. У ALOKA такі датчики мають два коннектора, що підключаються одночасно, але при цьому вони можуть відображати картинку тільки з одного випромінювача. Між випромінювачами можна переключатися з панелі управління сканером. У В-К Medical є також бі-планові і трьох-планові трансректальні датчики з одночасним виведенням зображень з усіх випромінювачів.

- Механічні датчики: (Mechanical)

Мають в своєму складі рухомий випромінювач. Використовуються з часів, коли не існувало електронних фазованих датчиків. Механічні датчики бувають:

- радіальні з оглядом 360 градусів (внутрішньопорожнинні: аноректальні, трансуретральні) - випромінювач обертається по колу
- секторні з оглядом 90 градусів (кардіологічні) - за рахунок руху випромінювача можливе використання режиму безперервно-хвильового доплера (CW). Нині застаріли.
- з кільцевих обертанням у площині випромінювача. Нині застаріли.

Об'ємні 3D / 4D датчики:

Механічні датчики з кільцевих обертанням, або кутовим коченням. Відбувається автоматичне посрезове сканування органу, після чого дані в сканері перетворюються в тривимірну картинку (плода, серце, порожнинних органів). 4D - тривимірне зображення в реальному часі. Можливий режим multi-slicing - ультразвукова томографія - отримання і перегляд всіх зрізових зображень з яких згодом будується 3D. Механічні об'ємні датчики зазвичай

використовуються для дослідження і отримання тривимірного зображення плоду.

- Матричні датчики: (матричний зонд)

Мають двовимірні ґрати. Матричні датчики діляться на дві категорії:

- 1.5D (полуторомерние) - у таких датчиків кількість елементів по ширині апертури набагато менше, ніж по довжині. Наприклад, 3x128 або 5x192 елементів. Це зроблено для підвищення роздільної здатності по товщині (в звичайних одновимірних датчиках це робиться за допомогою акустичної лінзи). Але тривимірну картинку ними отримати не можна. До таких датчиків належать серії M у GE (як лінійні, так і конвексний, фазовані), у ALOKA тільки один матричний датчик для узі досліджень - UST-5411.

- 2D (двовимірні). Апаратура є прямокутником з великою кількістю елементів по довжині і ширині апертури. Ці датчики дозволяють отримувати 4D зображення серця в реальному часі, а також одночасно виводити на екран кілька проекцій і зрізів в реальному часі. До таких датчиків відноситься серія хматричний від Philips.

- Олівцеві (сліпі CW) датчики:

Датчики з роздільним приймачем і випромінювачем. Сліпий доплер, тобто немає чорно-білого В-режиму. Тільки безперервно-хвильової доплер (CW). Використовуються для великих артерій і вен кінцівок, ший - 4-8 МГц, або для серця - 2 МГц.

- Відеоендоскопічні датчики:

Датчики, що поєднують в собі гастрофіброскоп / бронхофіброскоп і ультразвук. Працюють спільно з відеоендоскопічної стійкою стороннього виробника. Існують наступні тандеми УЗД + ендоскопія: Olympus + ALOKA, Pentax + Hitachi, Fujinon + Toshiba

- Голчасті (катетерного) датчики:

Мікродатчик для введення в важкодоступні порожнини, судини, серце.

- Лапароскопічні датчики:

Являють собою тонку трубку з випромінювачем на кінці. Датчик засовується в троакар і може застосовуватися для контролю при лапароскопічних операціях. Кінчик може згинатися в одній площині або не згиналася зовсім (ALOKA) або в двох площинах (Toshiba, BK Medical, Hitachi, Esaote). Управління джойстиком як у гнучких ендоскопів. Випромінювач може бути лінійним боковим (ALOKA UST-5550, UST-5536, Toshiba PEF-704LA, Esaote LP323), конвексним боковим (Toshiba PVM-787LA, BK 8666, Hitachi EUP-OL531, EUP-OL334), або фазованим з прямим оглядом (ALOKA UST-52109) [20].

2.2. Допплерівські вимірювач безперервної дії

Допплерівський витратомір безперервної дії (Рис.2.2) дозволяє вимірювати швидкість лише таких рідин, які містять частки, що відбивають падаючий на них звуковий сигнал (у крові такими частками є еритроцити)[24].

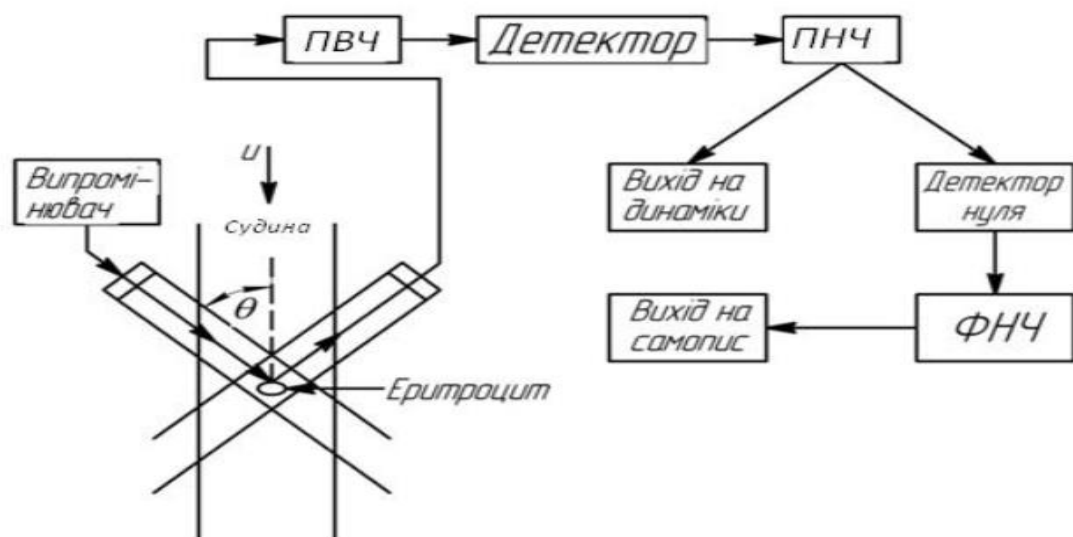


Рисунок 2.2 – Блок-схема приладу безперервної дії

Випромінювач ультразвуку (Рис. 2.2) спрямовує сигнал на досліджувану судину. Досягнувши рухомої клітини, ультразвук відбивається від неї зі

зміщеною частотою, а відбитий сигнал реєструється приймачем, датчик якого ідентичний кристалу, що випромінює УЗ. Підсилений в ПВЧ радіочастотний сигнал, змішаний з сигналом несучої частоти, демодулюється в детекторі, що дозволяє отримати на виході звуковий сигнал з частотою . Вислуховування цього звукового сигналу за допомогою динаміків дозволяє отримувати корисну якісну інформацію, а використання перетворювача частоти в напругу дозволяє вивести кількісну характеристику на реєстратор (самопис, індикатор або через АЦП на комп'ютер). При проходженні звуковими сигналами нульового рівня детектор нуля кожен раз видає імпульс фіксованої тривалості. Ці імпульси, пройшовши через фільтр низьких частот, формують вихідний сигнал, який пропорційний швидкості руху еритроцитів.

Найпростіший доплерівський ультразвуковий витратомір (Рис.1.8) не дозволяє вимірювати швидкість кровотоку з урахуванням напрямку руху крові. Це пов'язане з тим, що фіксується тільки абсолютна величина доплерівського зсуву частоти, при цьому збільшення або зменшення частоти в таких витратомірах сприймається однаково. На приймач випромінювання витратоміру в ідеалі потрапляє тільки розсіяний сигнал зі зміщеною частотою. Проте в реальних витратомірах на приймач потрапляє і сигнал несучої частоти, причому з інтенсивністю значно більшою, ніж інтенсивність сигналу зі зміщеною частотою. Це відбувається:

- за рахунок електричного поля, створеного джерелом випромінювання;
- внаслідок впливу бокового випромінювання, яке виникає в отворах випромінювача, деяка частина сигналу випромінювача безпосередньо потрапляє на приймач;
- внаслідок одно-актової або багато-актової рефракції від нерухомих структур. У результаті на приймач потрапляє високо амплітудний сигнал несучої частоти та слабкий (амплітудою порядку 0,1% амплітуди сигналу на несучій частоті) сигнал зі зміщеною частотою.

Для збільшення величини слабого сигналу зі зміщеною частотою використовують підсилювач високої частоти ПВЧ з високим коефіцієнтом під-

силення. Проте, оскільки амплітуда несучої частоти достатньо велика, коефіцієнт підсилення не може бути занадто великим, так як це призведе до виходу ПВЧ в режим насичення. Полосу частот ПВЧ обирають достатньо широкою для можливості роботи витратоміру з різними датчиками.

Постійна складова сигналу усувається за допомогою фільтра високих частот (ФВЧ), який входить до складу ПВЧ. Для фільтрації високоамплітудного доплерівського сигналу, обумовленого рухомими стінками судини, частота зрізу АЧХ фільтра повинна бути порядку 100 Гц. Проте використання такого ФВЧ не дозволяє вимірювати низькі швидкості ($<1,5$ м/с) руху часток в потоці, які спостерігаються поблизу стінок судини. Фільтр низьких частот (ФНЧ) усуває високочастотні сигнали та шуми, його частота зрізу складає 15кГц.

У найпростіших витратомірах цього типу сигнал на виході підсилювача звукової частоти збуджує мембрану динаміка або головних телефонів. Вихідний сигнал є полозою частот, що при стаціонарному потоці викликає в навушниках звук, схожий на свист або флуктуаційний шум. При вимірюванні венозного кровотоку відчувається низькочастотний рокіт, який іноді модулюється дихальними рухами пацієнта. Оскільки артеріальний кровоток має пульсуючий характер, один раз за серцевий цикл відчувається високочастотний сигнал, за яким надходить одна або декілька більш слабких, проте чіткіших звукових хвиль, що вказує на слабке демпфування кровотоку в артеріях. Це пояснює застосування даного типу приладів для якісної оцінки кровотоку в судинах, розміщених на глибині не більше 1 см під поверхнею шкіри та руках, ногах та шиї [5].

2.3. Імпульсні доплерівські вимірювачі

Найбільш простим методом кодування ультразвукової хвилі є амплітудна модуляція безперервних коливань. У приладі, відомому як імпульсний доплерівський аналізатор швидкості кровотоку, короткі імпульси

ультразвуку передаються з регулярними інтервалами на рухому ціль, а відбиті сигнали досліджуються для визначення доплерівських зрушень частоти.

Імпульсний доплерівський прилад об'єднує можливості дозволу по дальності і детектування доплерівських ехосигналів (Рис 2.3). Як і у будь-якій луна-імпульсної системи, в основу роботи приладу покладено принцип передачі коротких імпульсів хвиль на ціль і подальшого очікування повернення відображених сигналів. Так як звукові хвилі проходять через людську тканину з приблизно постійною швидкістю, затримка часу між передачею імпульсу і прийомом відбитих сигналів залежить від дальності цілі. Коли відбиті сигнали обробляються для отримання доплерівських зрушень, результуючий доплерівський сигнал може виникати тільки від цілей, що рухаються усередині "обсягу вибірки", відповідної обраної затримки часу. У будь-який момент після передачі імпульсу обсяг вибірки може бути визначений як область, розташована перед перетворювачем, в якій повинні виникати все повертаються відбиті сигнали. Розміри обсягу вибірки визначаються в осьовому напрямку тривалістю імпульсу, що приймається приймачем, а в поперечному - шириною пучка об'єднаної системи передавач-приймач. Використовуючи вибірку тих доплерівських компонентів, які після передачі повертаються з існуючої постійної затримкою, можливо визначити положення фіксованого обсягу вибірки і, таким чином, опитати тільки цілі, що рухаються на певній дальності від перетворювача [6].

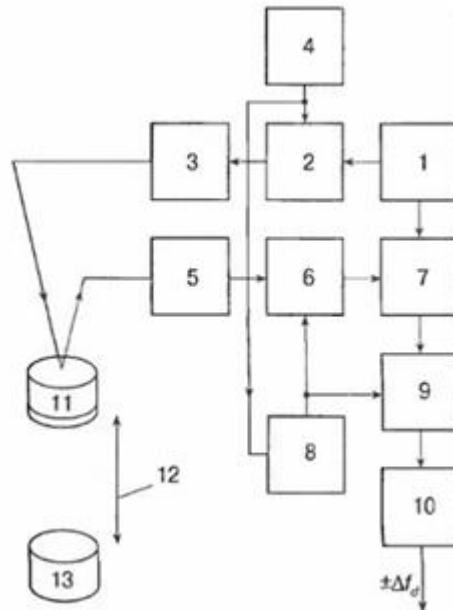


Рисунок 2.3 – Блок-схема імпульсного доплерівського приладу. 1 - генератор, що задає; 2 - селектор передачі; 3 - підсилювач потужності; 4 - генератор імпульсів; 5 - передпідсилювач; 6 - селектор по дальності; 7 - когерентний демодулятор; 8 - селектор затримки; 9 - схема вибірки зберігання; 10 - смуговий фільтр; 11 - датчик; 12 - обрана дальність; 13 - об'єм вибірки.

Задаючий генератор виробляє синусоїдальну хвилю на резонансній частоті перетворювача. Один раз за кожен період повторення імпульсу кілька періодів задає коливання проходять через селектор передачі і підсилювач для перетворення. Селектор затримки виробляє тимчасову затримку, яка дозволяє пачці переданих ультразвукових коливань проходити на задану дальність і повертатися назад. Потім повертаються відбиті сигнали дискретизуються за допомогою відкриття селектора по дальності і подачі на когерентний демодулятор, який управляється генератором, що задає. Кожен відселектований за часом відбитий сигнал викликає короткий вихідний імпульс демодулятора, який формує частину відрахував вихідного сигналу доплерівського приладу. У разі необхідності ці відліки можуть збиратися (наприклад, в схемі вибірки-зберігання) до приходу наступного переданого

імпульсу. Це так званий метод "із запам'ятовуванням відліку" дозволяє отримувати вихідний сигнал більш згладженої форми, який потім може бути відфільтрований для усунення будь-яких компонентів, які відстають від частоти повторення імпульсів, а також для усунення заважають низькочастотних ехосигналів. До недоліків луна-імпульсних доплерівських приладів слід віднести:

1. дальньо-швидкісні обмеження;
2. велике відхилення максимальної від середньої випромінюваної потужності (інтенсивності).

Оскільки середня інтенсивність строго визначає чутливість системи і є підтвердження того, що ультразвук високої інтенсивності може чинити певний вплив на людську тканину, то характеристика сигнал / шум, а отже, чутливість імпульсної доплерівської системи строго обмежується умовами безпеки пацієнта.

Відповідно до ефекту Доплера кожної швидкості руху елементів кровотоку відповідає доплерівській сигнал певної частоти, тому формування розподілу доплерівських швидкостей елементів кровотоку зводиться до виявлення набору частотних складових в сигналі, тобто до спектрального аналізу сигналу. При виконанні спектрального аналізу формується розподіл доплерівських швидкостей елементів кровотоку. Спектральний аналіз здійснюється шляхом використання набору фільтрів, рівномірно ділять частотний діапазон сигналу. При цьому кожен фільтр виділяє вузьку ділянку спектра сигналу, і чим вже частотна характеристика фільтра, тим вже дозвіл по частоті [6].

2.4. Лазерна доплерівська анемометрія

Лазерна доплерівська анемометрія - метод безконтактного вимірювання швидкості руху газоподібних, рідких і твердих середовищ, що

містять світлорозсіювальні неоднорідності. Цей метод в даний час широко використовується в наукових дослідженнях і технічних додатках.

Лазерні доплерівські анемометри (ЛДА) дозволяють вирішувати велике коло завдань: від дослідження повільних спрямованих рухів в капілярах і живих клітинах до дистанційних вимірювань турбулентної швидкості потоків газу в надзвукових трубах і швидкості вітру в атмосфері.

Лазерний доплерівський анемометр дозволяє вимірювати швидкість течії крові і точно оцінювати її об'ємна витрата через окремі артерії і вени. Можливість таких вимірювань критично важлива для ранньої діагностики атрофії зорового нерву при глаукомі і діабетичної ретинопатії, а також необхідна для розуміння фундаментальних механізмів регуляції місцевого кровотоку в органах і тканинах, наприклад при інсульті головного мозку або ішемії серцевого м'язу.

Принцип дії лазерного доплерівського анемометра (ЛДА), який полягає в тому, що об'єкт, що рухається опромінюють пучком лазерного випромінювання від нерухомого джерела. Це випромінювання відбивається від об'єкта і реєструється нерухомим приймачем. Внаслідок ефекту доплера, частота випромінювання, що потрапляє на приймач, буде відрізнятися від частоти випромінювання нерухомого джерела на деяку величину, пропорційну швидкості руху об'єкта щодо джерела і приймача.

Для того щоб отримати інформацію про рух досліджуваного об'єкта, необхідно виміряти величину доплерівського зсуву частоти розсіяного випромінювання. Для детектування малої різниці частот застосовують метод змішування випромінювання на квадратичному фотодетекторі.

Детектор буде реєструвати інтенсивність, що змінюється в часі з частотою, що дорівнює різниці частот падаючих на детектор хвиль. Це можливо в разі, коли інтерферуючі хвилі когерентні, тобто різниця фаз не залежить від часу.

Інформація про швидкість руху об'єкта міститься в частоті сигналу фотодетектора. Як правило, сигнал фотодетектора в ЛДА являє собою

складний сигнал, що містить безліч коливань з різними частотами. Тому для того, щоб визначити частоти доплерівського зсуву, необхідно досліджувати частотний спектр цього сигналу. Частотним спектром електричного сигналу називається залежність середньої потужності цього сигналу від частоти. Для дослідження спектрального складу сигналу можна перетворити сигнал в цифрову форму, використовуючи аналого-цифрового перетворювач (АЦП), а потім побудувати оцінки спектра потужності за допомогою ЕОМ з використанням алгоритму швидкого перетворення Фур'є.

Експериментальна установка, яка використовується для виконання роботи, складається з двох основних частин: лазерного доплерівського вимірювача швидкості потоку і гідравлічної системи, що створює потік рідини в досліджуваному каналі [21].

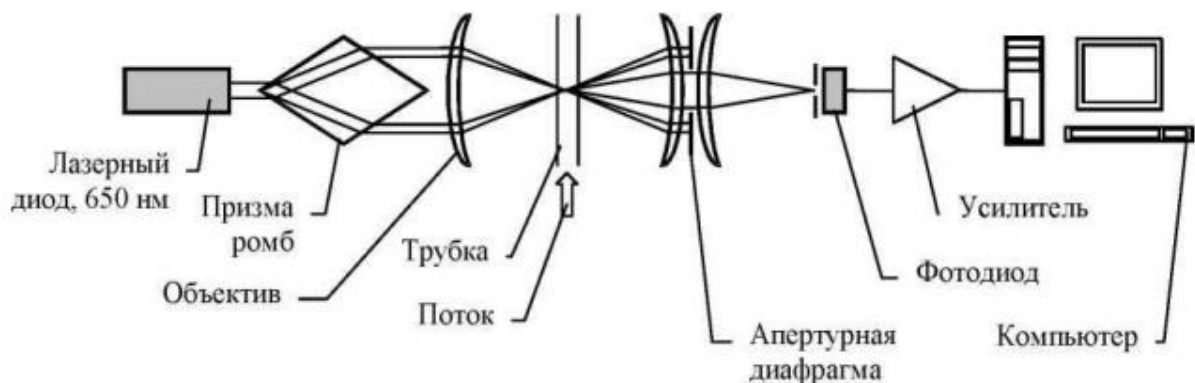


Рисунок – 2.4 Схема лазерного доплерівського вимірювача швидкості

Для того, щоб визначити швидкість досліджуваного течії рідини за допомогою лазерного доплерівського анемометра, було обчислено значення модуля різнісного хвильового вектора, який дозволяє зв'язати частоту доплерівського зсуву з проекцією швидкості течії (Рис 2.4).

Передусім потрібно увімкнути лазерний модуль і підсилювач лазерного доплерівського вимірювача швидкості, а також запустити програму SpectraLab в режимі вимірювань в реальному масштабі часу. Для спектрального аналізу використовувалася рекомендована частота квантування 44100 Гц, ширина вікна даних 2084 точок і вікно даних Ханна. Усереднення

періододіаграм виконувалося по 10 неперекриваючі вікна. Спостерігаючи спектр доплерівського зсуву частоти при постійній швидкості течії в трубі, слід за допомогою мікрометричного гвинта переміщати трубу вздовж оптичної осі лазерного доплерівського вимірювача швидкості, домагаючись максимальної величини доплерівського зсуву частоти, відповідного осьового течією рідини в трубі. Використовуючи курсор, визначили частоту доплерівського зсуву [21].

2.5. Кольоровий доплер

Color Doppler (колірної доплер) - виділення на ехограмі кольором (кольорове картування) характеру кровотоку в області інтересу. Кровоток до датчика прийнято картувати червоним кольором, від датчика - синім кольором. Турбулентний кровоток котирується синьо-зелено-жовтим кольором (Рис 2.5) [7].

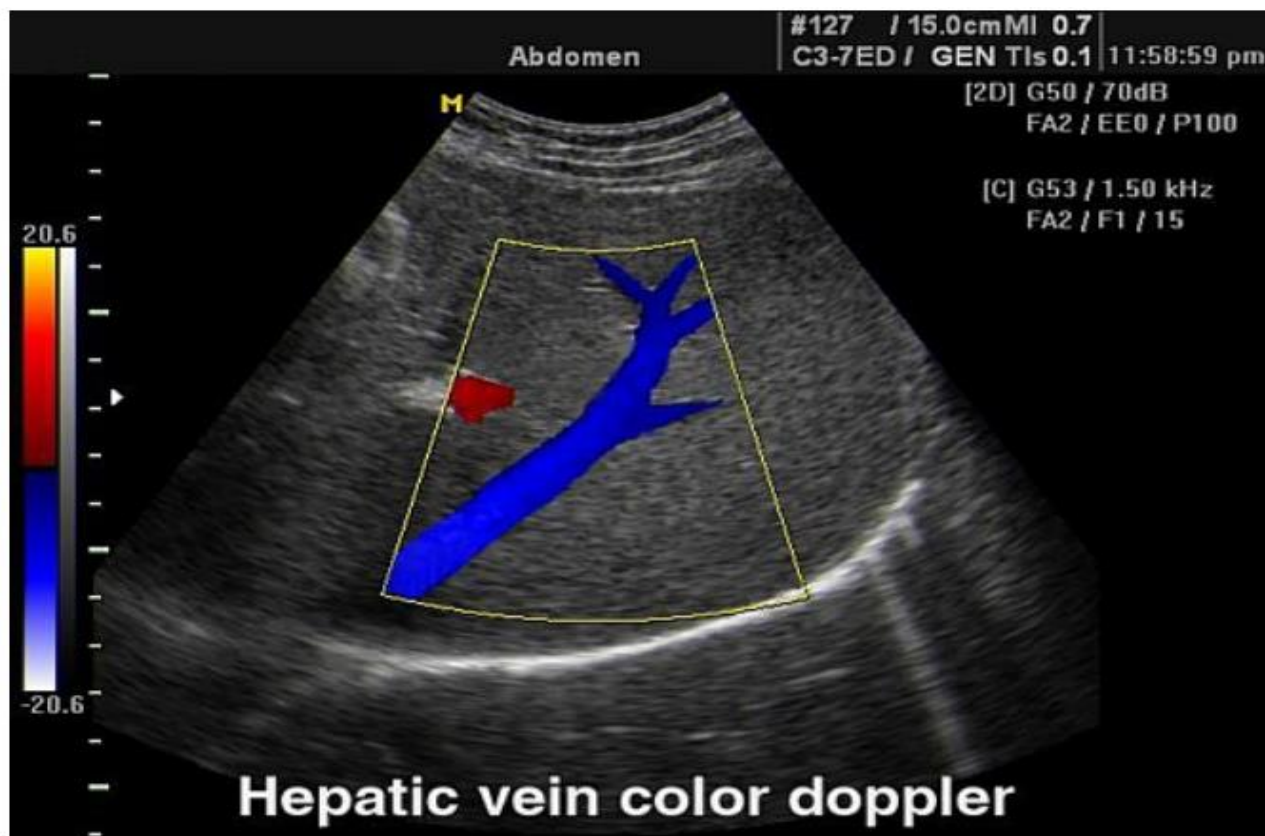


Рисунок 2.5 – Фотографія кольорового картування судини.

Це дослідження необхідно для оцінки характеру кровотоку (напрямок, швидкість, опір судин, їх прохідність, діаметр, ступінь розвитку атеросклеротичного процесу у внутрішній стінці судини). Також діагностика інформативна для виключення або підтвердження тромбозів, аневризм та інших патологій судинного русла.

Допплерівське картування є важливою частиною будь-якого сучасного ультразвукового дослідження, оскільки виявляє доброякісні або злоякісні новоутворення на самій ранній стадії в різних органах.

За характером кровотоку фахівець визначає схильність до зростання об'ємних утворень (зростання, збільшення виявленого освіти інтенсивний, якщо кровоток посилений і є як всередині, так і по периферії пухлинного процесу).

Швидкість кровотоку і ступінь периферичного опору судин мають значення під час дослідження ниркових судин при первинній гіпертензії неясного походження. Допплерівське картування також дозволяє виявити наявність в жовчному міхурі холестеринових конкрементів, поліпів.

Зазвичай за допомогою колірного доплера, змінюючи положення датчика, знаходять область інтересу (посудина), потім для кількісної оцінки використовують імпульсний доплер [8].

2.6. Лазерна доплерівська флоуметрія

Лазерна доплерівська флоуметрія (ЛДФ) - метод, який використовується для вимірювання об'ємної швидкості кровотоку і оцінки стану мікроциркуляторного русла. Для дослідження мікроциркуляції крові застосовується зондування тканини лазерним випромінюванням з реєстрацією доплерівського зсуву частоти розсіяного когерентного лазерного випромінювання рухомими в тканини клітинами крові. Перші експериментальні дослідження з використанням ЛДФ були виконані на

початку 70-х років XX століття. У ці роки різними авторами було побудовано значну кількість експериментальних установок і закладені основи методології обробки ЛДФ-сигналу. У 1980-му році були представлені перші розробки з використанням гнучкої волоконної оптики для точкових вимірювань мікроциркуляторного русла в контрольованому обсязі тканини. На даний момент використовуються як системи на основі волоконної оптики, так і на основі CMOS-камер. У літературі описані безконтактні датчики для лазерної доплерівської флоуметрії спеціальної конструкції. Однак ці прилади призначені для вимірювання мікроциркуляторного русла сітківки ока і не підходять для використання, наприклад, в оториноларингології.

Лазерне випромінювання, розсіяне рухомими частинками, що містяться в досліджуваному об'єкті (7), проходячи через об'єтив (6), потрапляє на похиле дзеркало (5) і, відбиваючись від нього, на фотоприймач (8). При цьому безпосередньо відбите з поверхні тканини лазерне випромінювання не потрапляє на фотоприймач, а йде через отвір в похилому дзеркалі, що дозволяє виключити засвічення фотодіода сильним постійним випромінюванням. Таким чином, за допомогою похилого дзеркала з отвором в даній конструкції флоуметрія вирішується проблема оптичного поділу випромінювання, відбитого з поверхні об'єкта, і розсіяного рухомими частинками. Фотоприймач (8) перетворює розсіяне випромінювання в електричний сигнал, пропорційний інтенсивності випромінювання, який потім надходить на вхід підсилювача струму фотодіода (9), де відбувається його посилення. Прилад змонтований на підставі щілинної лампи (2), жорстко закріпленому на лабораторному столі (13). Досліджуваний об'єкт (7) жорстко закріплюється на підголівнику щілинної лампи, встановленому на заданій відстані від установки (12). За рахунок жорсткої зв'язку всіх елементів оптичної системи, включаючи досліджуваний об'єкт, забезпечується необхідна стабільність оптичної системи при виконанні вимірювань. Після посилення сигналу підсилювачем струму фотодіода (8) сигнал перетворюється АЦП в цифрову форму, і він потрапляє в персональний комп'ютер - пристрій для реєстрації та обробки

сигналу (9) (Рис.2.6). Подальша обробка цифрового сигналу проводилася спеціально розробленої авторами для цієї мети програмою. Програма здійснює в реальному часі аналіз даних, що надходять із звукової карти по описаним вище методикам математичної обробки, дозволяючи визначати спектральні моменти M_0 , M_1 , M_{1n} , відображаючи їх у вигляді ЛДФ-грами. Також програма веде розрахунок різних статистичних параметрів кривої ЛДФ-грами - максимальні, мінімальні, середні значення, коефіцієнт варіації K_v .

Залежність показань флоуметрія від швидкості протікає перед ним рідини в певному обсязі судини визначена нами в експерименті з використанням капіляра, по якому протікає рідина, що містить частинки, що розсіюють світло. Експериментальна установка складалася з водяного манометра, шприца для створення необхідного тиску в системі, і трубок, що з'єднують досліджуваний капіляр через трійник з манометром і шприцом. Така установка дозволяє створювати ламінарний плин рідини з певною швидкістю, яка визначається за висотою водяного стовпа в водяному манометрі. В якості рідини використовувалася вода з розведеною в ній акварельною фарбою червоного кольору. В результаті експериментів (Рис. 2.7) отримано, що залежність показань флоуметрія від швидкості струму рідини через капіляр носить лінійний характер на початковій ділянці графіка (0 - 5,5 мм / с). При цьому при швидкості струму рідини через капіляр в 3,6-3,9 (60 мм вод. Ст. - різниця тиску в системі), виникає насичення флоуметрія; крива приймає пологий характер. Це пов'язано з тим, що при таких швидкостях струму рідини, що містить що розсіюють частинки, доплерівський зсув починає виходити за межі смуги пропускання частот звукової карти (22,2 кГц), і, таким чином, вимірювання, стають неможливі. Швидкість кровотоку в системі мікроциркуляції становить близько 0,5 - 0,7 мм / с в капілярах діаметром 0,001 - 0,005 мм, в венулах калібру 0,2 - 2,0 мм - близько 1 - 10 мм / с, в артеріолах і малих артеріях калібру 0,2-1,0 мм - близько 2 - 100 мм / с. Таким чином, сконструйований нами флоуметр цілком придатний для вимірювання

кровотоку в капілярної мережі піднебінних мигдалин, так як швидкості течії крові в них знаходяться в межах інтервалу насичення флоуметрія.

Для визначення меж області застосування флоуметрія, крім залежності показань від швидкості струму рідини через досліджуваний об'єкт, ми також експериментально визначали залежність показань приладу від концентрації рухомих розсіюють частинок в досліджуваному об'єкті. Експеримент проведений за допомогою шприца об'ємом 20 мл, заповненого водою, в якій зважені частинки акварельного фарби. При цьому можна контролювати розведення досліджуваного розчину в шприці. При проведенні експерименту, змінювалося розведення досліджуваної рідини в шприці від вихідної концентрації фарби, прийнятої умовно за 1,0, до розведення в 25 разів. Початкова калібрування приладу проводилася за розчином з вихідної концентрацією фарби, установка нуля приладу здійснювалася звичайним способом. Після кожного розведення протягом 4 хвилин знімалися показання флоуметрія. Для оцінки розведення з показників флоуметрія використовувався перший нормований спектральний момент. Результати цього експерименту (рис. 2.8) дозволили зробити висновок про те, що показання приладу знаходяться в лінійній залежності від концентрації частинок в досліджуваному об'єкті [9].

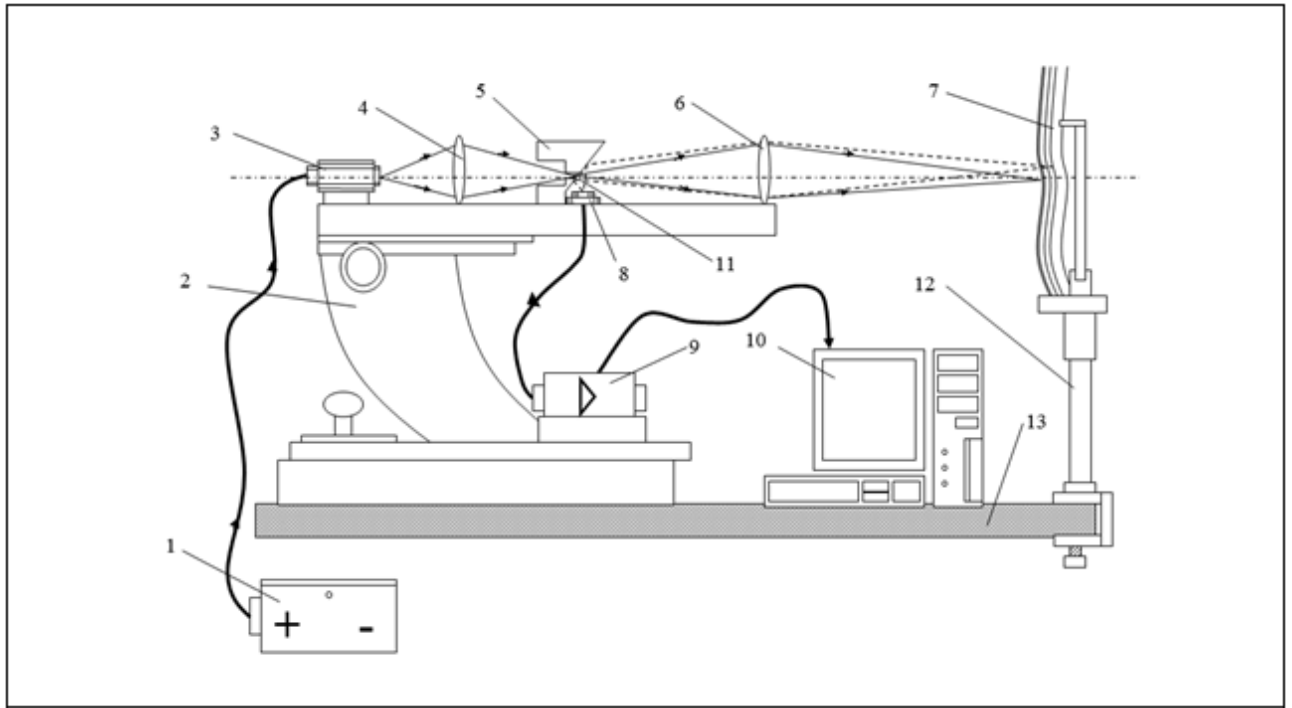


Рисунок 2.6 – Схема безконтактного лазерного доплерівського флоуметрія, хід променів: 1 - блок живлення лазера; 2 - підстава щілинної лампи; 3 - джерело лазерного випромінювання; 4 - конденсор; 5 - похиле дзеркало з отвором; 6 - об'єктив; 7 - досліджуваний об'єкт; 8 - фотоприймач; 9 - підсилювач струму фотодіода; 10 - пристрій для реєстрації та обробки сигналу фотоприймача (комп'ютер з АЦП); 11 - отвір в похилому дзеркалі 5; 12 - підголівник щілинної лампи; 13 - підстава установки (лабораторний стіл); суцільною лінією зображені хід лазерного випромінювання і хід відбитих від поверхні променів; пунктирною лінією зображені хід розсіяних тканиною і рухомими в ній частинками променів.

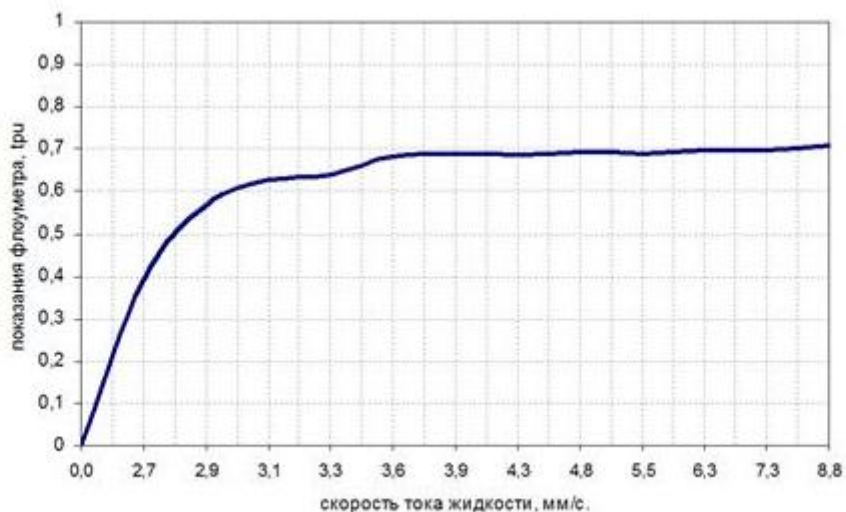


Рисунок 2.7 – Експериментальна залежність показань флоуметрія від швидкості струму рідини в капілярі.

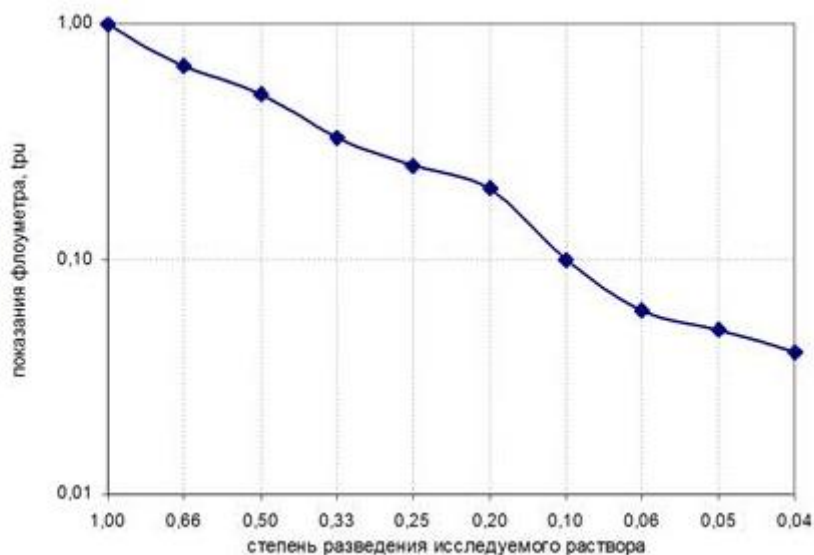


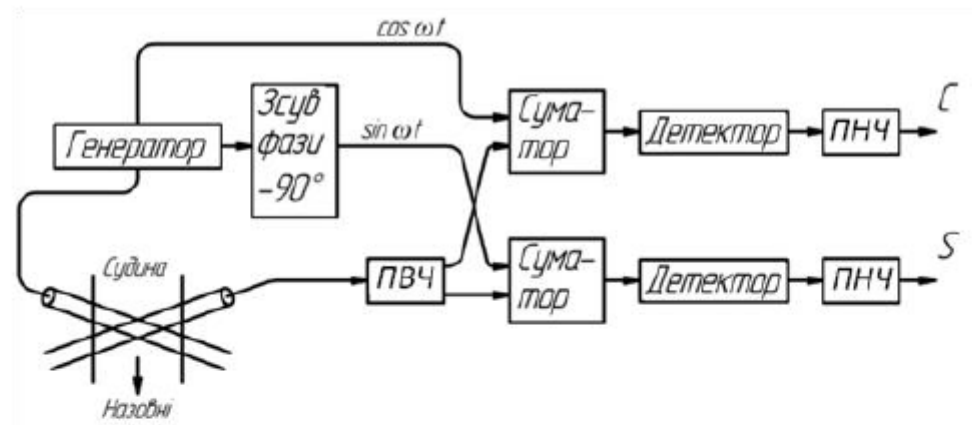
Рисунок 2.8 – Експериментальна залежність показань приладу від концентрації рухомих розсіюють частинок в досліджуваному об'єкті.

2.7. Метод квадратурної демодуляції

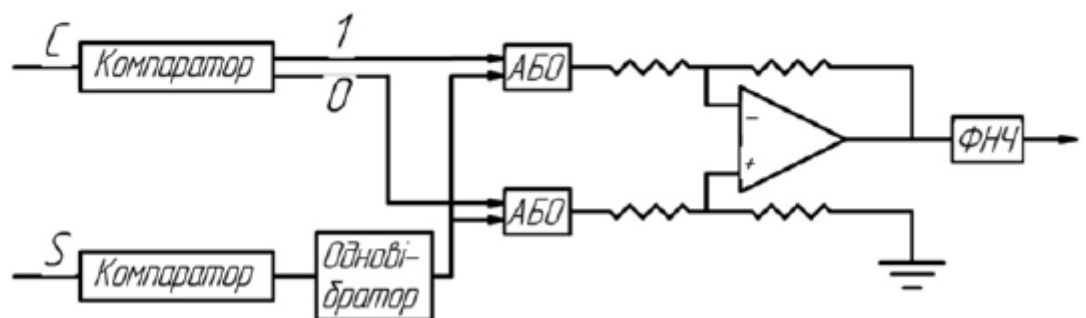
Допплерівський витратомір (Рис.2.9) дозволяє визначати не тільки швидкість кровотоку, а й його напрямок.

Аналогова частина квадратурного фазового детектора (Рис.2.9а) містить генератор та ланцюг зсуву фаз, який розділяє несучий сигнал по дві рознесені по фазі на 90° компоненти. Ці референтні сигнали синуса та косинуса в декілька разів більші по амплітуді, ніж сигнал на вході ПВЧ. Вони лінійно підсумовуються з сигналом на виході ПВЧ і у результаті формують криву, яка огинає криву радіосигналу (Рис.2.9 б).

Якщо кров тече в тому ж напрямку, в якому поширюється ультразвуковий сигнал, то вважається, що кров віддаляється від датчика витрат (Рис.2.9). Для такого напрямку потоку доплерівський зсув зменшує частоту відбитого сигналу, який відстає по фазі від референтної несучої хвилі, і доплерівський вектор обертається за часовою стрілкою (Рис.2.9а). У момент часу 1 (Рис.2.9б) несуча та доплерівська хвилі додаються, утворюючи велике значення сумарного сигналу на каналі косинуса C , канал синуса S при цьому не змінюється. У момент часу 2 (при повороті доплерівського сигналу на 90° за годинниковою стрілкою) несуча та доплерівська хвилі додаються на каналі синуса S , створюючи на ньому велике значення сигналу. Аналогічно здійснюється аналіз хвиль в моменти часу 3 та 4.



а)



б)

Рисунок 2.9 – Блок-схема доплерівського витратоміра, що дозволяє визначати напрямок потоку крові

Якщо кров тече по напрямку до датчика, доплерівська частота стає вищою несучої частоти і вектор доплерівського сигналу обертається проти годинникової стрілки (пунктирні лінії на Рис.2.9б). Співвідношення фаз між каналами C та S стає в цьому випадку зворотнім тому, що спостерігається при протіканні крові від датчика. Таким чином, напрямок потоку крові визначають за знаком фазового зсуву. При детектуванні виділяють сигнал звукової частоти тієї ж форми, що і огибаюча сигналу радіочастоти.

Логічна схема дозволяє визначити знак фазового зсуву. Сигнал каналу косинусу C запускає відповідний компаратор, цифровий вихід якого не змінюється при зміні напрямку потоку крові. Сигнал, що йде по каналу синуса S за допомогою однобібратора запускає подачу короткого одиночного

імпульсу. В залежності від напрямку потоку крові цей імпульс подається або на початку, або в середині періоду (Рис.2.9). Елемент логічного множення, побудований на двох логічних елементах АБО, подає сигнал або на верхній, або на нижній вхід диференційованого підсилювача, що забезпечує появу вихідного сигналу, який враховує напрямок потоку крові [24].

$$\sin \omega_c * \sin \omega_2 = \frac{1}{2} [\cos(\omega_c - \omega_2) - \cos(\omega_c + \omega_2)]; \quad (2.1)$$

$$\sin \omega_c * \cos \omega_2 = \frac{1}{2} [\sin(\omega_c - \omega_2) + \sin(\omega_c + \omega_2)]. \quad (2.2)$$

Оскільки:

$$\omega_c^+ = (\omega_2 + \theta_1); \quad (2.3)$$

$$\omega_c^- = (\omega_2 - \theta_1), \quad (2.4)$$

де θ_1 - доплерівський зсув частот за рахунок прямого кровотоку, θ_2 - доплерівський зсув частоти за рахунок зворотнього кровотоку

Після фільтрації за допомогою ФНЧ1 та ФНЧ2

$$\cos \theta_1 + \cos(-\theta_2) = \cos \theta_1 + \cos(\theta_2) - \text{на виході ФНЧ1};$$

$$\sin \theta_1 + \sin(-\theta_2) = \sin \theta_1 - \sin(\theta_2) - \text{на виході ФНЧ2}.$$

Після проходження сигналу через широкополосний фазообертач на 90° на виходах блоків сумування (Σ) та вичитання (Δ) отримують сигнали:

$$(\sin \theta_1 + \sin \theta_2) - (\sin \theta_1 - \sin \omega_2) = 2 \sin \theta_2; \quad (2.5)$$

$$(\sin \theta_1 + \sin \theta_2) + (\sin \theta_1 - \sin \omega_2) = 2 \sin \theta_1. \quad (2.6)$$

При розробці квадратурних зміщувачів слід приділяти особливу увагу ідентичності каналів. В ідеалі, амплітуди сигналів повинні бути однаковими, а різниця фаз складати 90° . Будь-яка амплітудна і / або фазова помилка призводить до погіршення якості поділу каналів[5].

2.8. Фактори що впливають на оцінку кількісних показників

Отримувані кількісні характеристики як артеріального, так і венозного кровотоку досить відносні і можуть змінюватися під впливом різних факторів, які умовно можна розділити на три групи.

1. Технічні фактори:

- імпульсне або безперервне випромінювання;
- налаштування ультразвукового сканера (рівень посилення, фільтр, тимчасовий дозвіл, позиційне співвідношення променя і просвіту судини, розмір і положення вікна опитування, діапазон переданих частот імпульсного доплера).

2. Фактори, пов'язані з анатомією і фізіологією гемоциркуляції:

- калібр судини;
- наявність і вираженість пульсації кровотоку в просвіті;
- глибина залягання судини;
- судинна геометрія;
- артефакти, пов'язані з диханням, метеоризмом і іншими факторами;
- вік;
- підлога;
- час доби;
- емоційний і фізичний фон в момент обстеження.

3. Фактори, які залежать від оператора:

- оптимізація зображення;
- досвід;

- застосування автоматичних програм обрахунку кількісних параметрів кровотоку;
- відтворюваність даних (внутріоператорська і міжоператорська похибка вимірювання).

Висновки до розділу 2

1. В цьому розділі систематизовано типи датчиків на основі аналізу прийнято рішення про вибір лінійного типу датчику з частотою 2,5-7,5 МГц.
2. На точність як артеріального, так і венозного кровотоку впливає низка різноманітних факторів: технічні фактори, фактори, пов'язані з анатомією і фізіологією гемоциркуляції, фактори, які залежать від оператора, а також перерахунок лінійної швидкості кровотоку в об'ємну, саме тому для виявлення сторонніх включень я обираю два методи.
3. Точність оцінки об'ємної швидкості кровотоку залежить від відповідності отриманої величини діаметра його значенням в діастолу, чого при візуальній оцінці В-режимі, як правило, досягти не вдається. У зв'язку з цим похибка вимірювання об'ємної швидкості кровотоку може досягати 30-35%. Тому прийнято рішення про використання двох методів вимірювання швидкості кровотоку : лазерний та ультразвуковий і за ними буде побудована структурна схема.
4. В ультразвуковому методі безперервного вимірювання можна визначити швидкість рухомою точки(в нашому випадку еритроцита, тому що їх найбільше в крові) в будь-який момент часу, але він не може визначити напрямок частки, що є недоліком. В імпульсному режимі який працює як радар може бути визначений напрямок на

відміну від безперервного, тому мною був обран саме імпульсний доплер.

5. Для вимірювання швидкості кровотоку за лазерним каналом оптимальним рішенням буде ЛДФ.

РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ

3.1. Вибір структурної схеми

Особливістю системи на відміну від існуючих систем вимірювання кровотоку є наявність додаткового інформаційного каналу (крім ультразвукового) з застосуванням лазерного випромінювання.

Структурна схема представлена на рис. 3.1, з використанням ультразвукового випромінювання датчик на 7,5 МГц. Для оптичного тракту використовується напівпровідниковий лазер [3]. Як датчик в лазерному каналі застосовується світловий зонд, виконаний з трьох моноволокон. Одне волокно використовується для доставки лазерного випромінювання від приладу до досліджуваного об'єкта, два інших волокна є приймальний для розсіяного в тканини лазерного випромінювання. Доставлене по волокнам розсіяне випромінювання детектується двоканальним фотоприймальним каналом. Електричні сигнали з фотоприймального блоком надходять в блок обробки аналізатора, де відбувається виділення в зареєстрованому сигналі доплерівського зсуву частоти. Після аналогової обробки формується вихідний сигнал пропорційний добутку співмножників: середньої швидкості руху еритроцитів і їх концентрації в зондуєчому обсязі тканини.

За одним світловодом на досліджувану поверхню тканини передається лазерне випромінювання з довжиною хвилі 0,63 мкм, по двох інших світловодах здійснюється прийом випромінювання, відбитого від досліджувальної поверхні тканини. В якості випромінювача використовується гелій-неоновий лазер типу ЛНГ-207Б або ЛНГ 208Б з довжиною хвилі 0,63 мкм. Потужністю лазерного випромінювання на вході світлового кабелю становить не менше 0,5 мВт [13].

Всі вимірювання проводять при кімнатній температурі в один і той же час доби, при цьому пацієнт перебуває в лежачому положенні з відведеними в сторони ногами. Дослідження оцінюють після підрахунку середньостатистичних показників, що відображають швидкість базального

кровотоку в досліджуваній тканині. За допомогою програмного забезпечення проводять обробку даних безпосередньо після кожного проведеного дослідження. Оцінку мікроциркуляції кровотоку здійснюють шляхом аналізу графічного запису змін перфузії (ЛДФ-грами) за формулою:

$$I = \frac{M}{3\sigma} \cdot \left(\frac{A_{\max \alpha}}{F_{\max \alpha}} - 1,3 \frac{A_{\max LF}}{F_{\max LF}} + 1,7 \frac{A_{\max HF}}{F_{\max HF}} \right) - 4,9 \frac{A_{\max CF}}{F_{\max CF}} \quad (3.1)$$

де I - розрахунковий показник, який показує зв'язок показників мікроциркуляції, з ампліудно-частотним спектром;

M (постійна складова) - величина середнього потоку крові в інтервалах часу реєстрації або середньоарифметичне значення показника мікроциркуляції;

F_{\max} (пФ.од.) - максимальна частота коливань;

A_{\max} (пФ.од.) - максимальна амплітуда коливань;

CF - пульсові коливання; LF - повільні коливання;

HF - швидкі коливання; σ (СКП) (пФ.од.) - середньоквадратичне відхилення, яке характеризуються статистично значні коливання швидкості еритроцитів;

α (од.) - повільні ритми 1-3 циклу в хвилину [13].

Приладову обробку відбитого ехосигналу та виділення власне доплерівського зсуву частот проводять наступним чином (Рис. 3.1). Переданий і прийнятий (відбитий) сигнали складаються, при цьому відбувається процес так званої модуляції (по частоті і амплітуді, так як частоти і амплітуди коливань, що в кожен момент часу відмінні). В результаті модуляції виникає нова по амплітудам і частотам хвиля.

Наступним етапом є зворотний процес - демодуляції, тобто розкладання, в результаті чого і виділяється власне доплерівський сигнал, що представляє собою коливання, що складаються із доплеровських зрушень частот в кожен момент часу. Доплеровський сигнал подається надалі комп'ютерного аналізу [16].

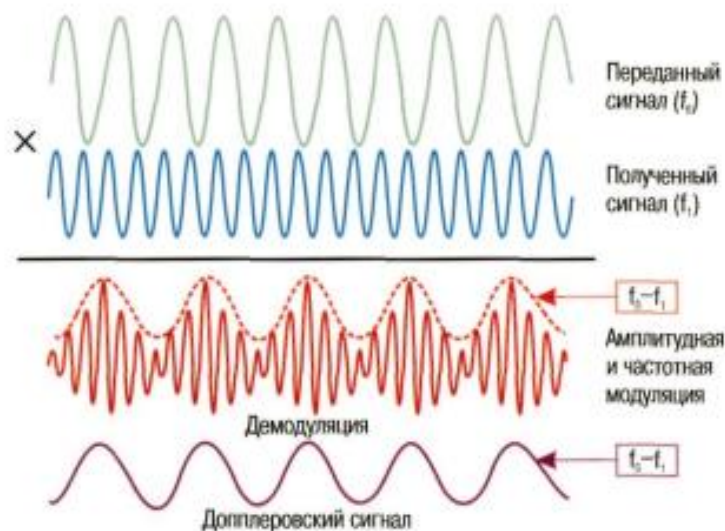


Рисунок 3.1 – Принципи виділення доплерівського сигналу

Величина обчислюємої швидкості руху відбивача є кутозалежною (що впливає з доплерівського рівняння). При величині доплерівського кута від 0° до 60° помилка вимірювання швидкості невелика, при кутах більше 60° вона різко зростає. Зі сказаного стає зрозумілим, що виміряна величина швидкості близька до істинної тільки при корекції доплерівського кута.

Основним способом відображення доплерівського сигналу (доволі різноманітного по амплітудному і частотному складу) є доплерівський спектр, що отримується як результат виділення інтенсивності коливань в залежності від їх частоти за допомогою швидкого перетворення Фур'є (Рис. 3.2). Спрощено процес виглядає як швидкий «підрахунок коливань» з різними частотами в кожен момент часу, що в подальшому служить основою для перетворення окремих фрагментів одержуваної кривої з свіркаючими з різною інтенсивністю (або пофарбовані різними кольорами) точки на екрані, при тимчасовій розгортці формують доплерівський спектр (Рис. 3.2). Таким чином, інтенсивність (яскравість) світіння точок в спектрі відповідає «кількості» частинок (або, точніше, їх груп, які є елементарними відбивачами), що рухаються з певною швидкістю (або дають певний доплерівський зсув частоти) [16].

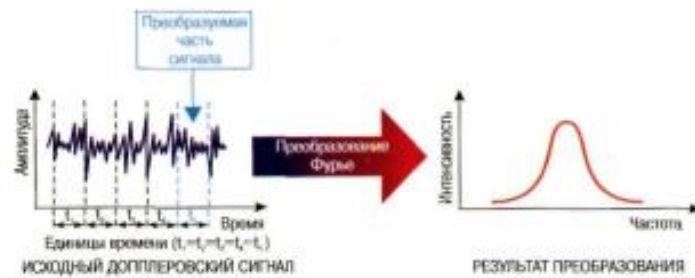


Рисунок 3.2 – Перетворення доплерівського сигналу

Огибающая доплерівського спектра називається доплерівською кривою. Деякі прилади, які використовуються для доплерографічних досліджень, реєструють тільки доплерівську криву, в абсолютній більшості систем можна отримати доплерівського спектра і доплерівською кривою - разом чи окремо [16].

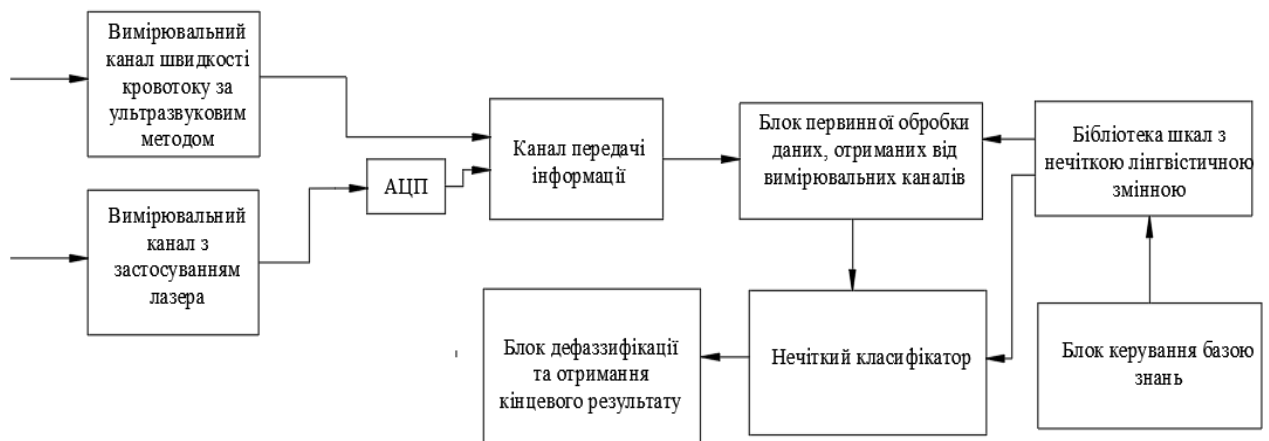


Рисунок 3.3 – Розроблена структурна схема системи діагностування наявності сторонніх включень у судинах

Спочатку з двох вимірювальних каналів за ультразвуковим та лазерним методом ми отримаємо доплерівський зсув, потім передається доплерограма, де ми можемо отримати доплерівський спектр, частоту та амплітуду сигналу, ця інформація у цифрі надсилається до блоку обробки даних, куди поступає TAV та SBI, ці параметри дуже важливі для побудування

кінцевого діагнозу, за SBI характеризує ступень турбулентності потоку крові, що дуже важливо бо починаючи від 50% (значні включення) відбувається перехід з ламінарного до турбулентного потоку, тому вже можна говорити про ступень тромбозу, а при сторонніх включеннях вище 75% відбувається колатеральна перебудова дистальної гемодинаміки, а також активації механізмів функціональної компенсації, який викликає перфузійний дефіцит, а для його зменшення призводить до додаткового розширення просвіту артерій.

Зміни судини при стенозі, що призводять до зменшення діаметра судини, представлені в таблиці 1. При цьому необхідно зазначити, що у формулі Пуазейля об'ємна швидкість кровотоку знаходиться в сильній статичної залежності від радіуса судини пропорційно від r^4 . Це означає, що незначний стеноз судини і пов'язане з цим зменшення її радіусу буде приводити до помітних змін кровопостачання тканин [4].

Найважливішим кількісним параметром для визначення наявності сторонніх утворень є потік або витрата крові V_{vol} .

Витрата крові визначається за безпосередньо вимірюваною величиною TAV (time average velocity), усереднену за часом і середню за перерізом кровоносної судини [5]. Об'ємна швидкість кровотоку $V_{vol} = A \cdot TAV \cdot 60$, де A – площа поперечного перерізу судини. TAV і V_{vol} – найважливіші діагностичні ознаки для ідентифікації цілого ряду судинних патологій. Крім того використовується цілий ряд діагностичних ознак, такий, наприклад індекс опору RI , що визначається як: $RI = (V_{ps} - V_d)/V_{ps}$, де $V_{ps} = \max[V_{max}(t)]$ – максимальна систолічна швидкість, $V_d = \min[V_{max}(t)]$ – кінцева діастолічна швидкість [5].

Тому блок первинного опрацювання даних призначених для отримання значень обраних діагностичних ознак.

В бібліотеці лінгвістичних шкал зберігається розроблені за діагностичними ознаками шкали для пацієнтів різних вікових груп і для різних ланок кровоносної системи або судин різного калібру. Шкала з нечіткою

лінгвістичною змінною – це терм-множина лінгвістичної змінної, що складається з трьох термів за результатами діагностування: T_1 – незначні; T_2 – суттєві; T_3 – значні. Функції приналежності окремих термів будуються за отриманими з літературних джерел областями визначення діагностичних параметрів, форма функцій приналежності прямокутна [6].

Розрахуємо об'ємну швидкість кровотоку і її зміни в залежності від ступеня деформації судин з використанням формули Пуазейля:

$$Q = \frac{\pi \cdot r^4 (P_1 - P_2)}{8\mu L}, \quad (3.2)$$

де: Q - об'ємна швидкість кровотоку; r - радіус судини; $P_1 - P_2$ - різниця тисків; μ - в'язкість крові; L - довжина судини.

Середня в'язкість крові $\mu = 0,0045$ Па*с. Розміщення даного тиску в артеріях, що відповідає середньому домену в системі СІ, $P = 3900$ Па.

За розрахунками (3.2) було виявлено, що об'ємна швидкість кровотоку зменшується майже в 15 разів при судин на 50%.

Згідно з отриманими розрахунковими даними об'ємної швидкості можна класифікувати рівень небезпеки за даними «табл. 3.1» для стегнової артерії [4].

Таблиця 3.1

Зміна об'ємної швидкості від стенозу судини

Стеноз стегнової судини %	0	10	20	50
Об'ємна швидкість Q (мл/хв)	339	212	139	23

Стеноз судини при 0% можна класифікувати як «відсутній», в той час при стенозі на 10, 20 та 50 % можна класифікувати як: «незначні», «суттєві», «значні» відповідно.

Нечіткий класифікатор визначає активізовані функції приналежності за перерізом результату вимірювання і функціями приналежності терм-множини лінгвістичної змінної, модифікує за значеннями ординат перерізу і формує функцію приналежності за першим діагнозом (тобто за першим вимірювальним каналом).

Та сама процедура проводиться з результатом вимірюванням за другим вимірювальним каналом.

Після цього визначається результуюча функція приналежності (аккумуляція двох діагностичних висновків) .

Кінцевий діагноз отримують за центром ваги аккумуляовальної функції приналежності (дефазифікація).

3.2. Розрахунок вимірювального каналу швидкості кровотоку за ультразвуковим методом

Подальший розрахунок будемо робити для дистальної поверхневої стегнової артерії, глибина залягання якої відносно поверхні дорівнює 4 см . При виборі робочої частоти доведеться піти на компроміс із-за суперечливих вимог до високої роздільної здатності (сюди ми включаємо як просторову роздільну здатність так і по швидкості кровотоку) і великої глибини проникнення ультразвуку. Оптимальним діапазоном робочої частоти для доплерівських приладів є діапазон 2 - 20 МГц. При цьому частоти доплерівського зсуву знаходяться в звуковому діапазоні. Виходячи з глибини залягання розглянутої артерії задамося робочою частотою рівною $f_0 = 7.5$ МГц. Для даної частоти виберемо діаметр і п'єзокерамічний матеріал для

п'єзоперетворювача і стандартного ряду розмірів. Прийнемо діаметр п'єзоперетворювача рівним $d = 10\text{мм}$ [22].

П'єзокерамічні матеріали мають перевагу перед монокристалічними п'єзоматеріалами в тому, що вони в багатьох випадках дешевше, допускають просту технологію виготовлення п'єзоелементів різної форми і разом з тим мають високі коефіцієнти електромеханічного зв'язку і досить хороші механічні і температурні властивості. Тому п'єзокерамічні перетворювачі в даний час дуже добре використовуються в різних ультразвукових приладах. Однак ці п'єзоматеріали мають великі діелектричні проникності, порівняно високі діелектричні і акустичні дисипативні втрати, і тому їх частотний робочий діапазон обмежується в кращому випадку кількома десятками мегагерц.

Виготовляються в Росії п'єзокераміки цирконата-титанату свинцю скорочено позначаються ЦТС. Окремі марки, що відрізняються хімічним складом, забезпечуються відповідними цифрами і буквами, наприклад ЦТС-19, ЦТС -21, ЦТСНВ-1 і т. Д. П'єзокераміка ЦТС є твердими розчинами цирконата свинцю PbZrO_3 и титаната свинцю PbTiO_3 з домішками деяких трьох-і п'ятивалентних елементів і частковим заміщенням свинцю стронцієм.

Виходячи з вище викладеного матеріалу виберемо п'єзокераміку ЦТС-19. Розрахуємо товщину пластини за такою формулою:

$$l_0 = \frac{\lambda}{2}, \quad (3.3)$$

де l_0 –товщина п'єзопластини; λ – довжина розповсюджуваної ультразвукової хвилі в п'єзокераміці, якщо:

$$\lambda = \frac{V^D}{f_0}, \quad (3.4)$$

де V^D – швидкість поширення ультразвукових хвиль в п'єзокераміці, f_0 – робоча частота. Швидкість поширення ультразвукових хвиль в п'єзокераміці знайдемо з формули:

$$V^D = \sqrt{\frac{Y^E}{\rho}}, \quad (3.5)$$

де Y^E – модуль пружності пластини; ρ – щільність матеріалу. Отже, для п'єзокераміки ЦТС-19 при використанні поперечного п'єзоефекту $Y^E = 0,8 \cdot 10^{11}$ Па, $\rho = 7,6 \cdot 10^3$ кг/м³. Виходячи з формули (3.3) знайдемо швидкість поширення ультразвукових хвиль в п'єзокераміці:

$$V^D = \sqrt{\frac{0,8 \cdot 10^{11}}{7,6 \cdot 10^3}} = 3244,37 \text{ м/с}$$

Тоді довжина розповсюджуваної ультразвукової хвилі в п'єзокераміці відповідно:

$$\lambda = \frac{3244,37}{7,5 \cdot 10^6} = 0,43 \text{ мм}$$

Відповідно до формули 3.3 знайдемо товщину пластини:

$$l_0 = \frac{0,43}{2} = 0,215 \text{ мм}$$

Статичну ємність знайдемо з формули:

$$c_0 = \frac{\varepsilon_{33} \cdot A_0}{l_0}, \quad (3.6)$$

де A_0 – площа поверхні п'єзокераміки та ε_{33} – діелектрична проникність при постійній деформації (для п'єзокераміки ЦТС-19 $\varepsilon_{33} = 11062,5 \cdot 10^{-12}$). Тоді A_0 знайдемо по формулі:

$$A_0 = \frac{\pi \cdot d^2}{4}, \quad (3.7)$$

$$A_0 = \frac{(10 \cdot 10^{-3}) \cdot \pi}{4} = 78,5 \text{ мкм.}$$

З урахуванням формули (3.4) і отриманих значень A_0 та ε_{33} розрахуємо значення статичної ємності:

$$C_0 = \frac{11062,5 \cdot 10^{-12} \cdot 78,5 \cdot 10^{-6}}{0,215 \cdot 10^{-3}} = 4039 \text{ пФ.}$$

Розрахунок величини доплерівського зсуву і вибір тривалості імпульсу.

Щоб розрахувати частоту доплерівського зсуву скористаємося формулою:

$$\delta f_{\partial} = \pm \frac{2 \cdot V}{c} \cdot f_0 \cdot \cos \theta, \quad (3.8)$$

яка справедлива в тому випадку, якщо приймальний і передавальний перетворювачі суміщені в зонді. Тут δf_{∂} – доплерівське зміщення, f_0 – частота випромінювання, c – швидкість поширення ультразвуку в біотканині, V – швидкість кровотоку, θ – кут між векторами швидкості і бісектрисою кута між напрямками випромінювання і прийому.

Для доплерівських приладів кут θ лежить в межах від 30° до 75° . Виберемо кут біля межі $\theta = 35^\circ$. Тоді з урахуванням формули 3.6 отримаємо, що величина доплерівського зсуву дорівнює:

$$\delta f_{\partial} = \frac{2 \cdot 39 \cdot 10^{-2}}{1540} \cdot 7,5 \cdot 10^6 \cdot \cos 35^\circ = 217,9 \text{ Гц}$$

Виберемо тривалість імпульсу. Просторова роздільна здатність ультразвукової ехо-імпульсної системи визначається насамперед апертурою перетворювача, ступенем фокусування падаючого і відбитого пучків хвиль і тривалістю зондуючих імпульсів. Функціонально імпульсно-доплерівські системи призначені для просторового розміщення точок середовища по швидкостями їх руху. Надалі під оптимальною просторовою роздільною здатністю імпульсно-доплерівської системи, та під оптимальної апертурою перетворювача і тривалістю зондуючих імпульсів будуть розумітися такі значення цих параметрів, при яких забезпечується отримання досить точної інформації про середнє значення швидкості руху середовища в межах вимірювального об'єму, формованим зондуючим імпульсом. Повна

інформація про рух середовища в межах вимірювального об'єму міститься в спектрі потужності доплерівського сигналу. Одним з головних джерел спотворень спектрів, що призводять до зміщення оцінок середньої частоти доплерівського зсуву, є їх вихід за межі смуги однозначно визначених доплерівських частот (межа Найквіста). У цьому сенсі найбільш точними є результати оцінок, отриманих для спектрів з мінімальною шириною. З іншого боку, точність вимірювання середньої частоти доплерівського спектра обговорюється, як правило, виходячи з відомої нерівності Рао-Крамера, який зв'язує середньоквадратичне відхилення оцінки частоти з величиною відношення S / N_0 потужності сигналу до шуму, ефективною тривалістю доплерівського сигналу і його частотної модуляції. Згідно з умовою Рао-Крамера, можна підвищити точність оцінки середньої частоти, збільшуючи тривалість доплерівського сигналу від елементарного розсіювача ультразвуку і зменшуючи його частотну модуляцію.

Фізично це означає, що вибір таких характеристик імпульсно-доплерівської системи, при яких ширина спектра потужності доплерівського сигналу мінімальна, тому обидва підходи приводять до одного і того ж критерію оптимальності.

З використанням різних наближень і граничних умов для падаючого і відбитого пучків хвиль було показано, що ширина спектра доплерівського сигналу від лінії струму при неперервному режимі випромінювання не залежить від глибини її залягання для досить широкого діапазону глибин. Цей факт отримав експериментальне підтвердження. Аналогічним чином при імпульсному режимі випромінювання ширина спектра потужності доплерівського сигналу виявляється інваріантною щодо глибини зондування і визначається параметрами системи та фізичними характеристиками досліджуваного середовища. Інваріантність ширини спектра не тільки спрощує вибір оптимальних параметрів імпульсно-доплерівської системи, але і забезпечує стабільність її роботи в досить широкому діапазоні робочих глибин. Висновок про інваріантності ширини спектра доплерівського

сигналу справедливий лише в припущенні про відсутність значних градієнтів швидкості руху середовища в межах вимірювального об'єму. Питання про оптимальні параметри системи розглядається як для однорідного, так і для неоднорідних по швидкості руху потоків. Визначимо оптимальну апертуру перетворювача і мінімальну допустиму тривалість зондуючих імпульсів, при яких ширина спектра потужності доплерівського сигналу задовольняє межу Найквіста:

$$\sigma = \frac{2 \cdot V_0}{\lambda} \cdot \cos \theta \cdot \sigma_0 =$$

$$= \frac{2 \cdot V}{\lambda} \cdot \cos \theta \cdot \left\{ \frac{a^2}{8 \cdot l_D^2} \cdot \left(1 + \frac{l_D^2}{R_0^2} \right) \cdot \tan^2 \theta + \frac{1}{(\pi \cdot N)^2} \right\}^{\frac{1}{2}} \leq \sigma_{max}. \quad (3.9)$$

У рівнянні про відсутність градієнтів швидкості руху V_0 середовища. Тут σ – дисперсія частоти доплерівського зсуву при використанні фокусу чого перетворювача з ефективною апертурою 2α та гаусівською аподизуючою функцією, R_0 – радіус кривизни активного елементу перетворювача, $l_D = \frac{\pi \cdot \alpha}{\lambda}$ – довжина зони Френеля, θ – кут між віссю пучка хвиль і лінією струму, $N\lambda$ – довжина зондуючих імпульсів та σ_{max} – гранично допустима дисперсія спектра, що забезпечує необхідну точність вимірювання середньої доплерівської частоти. Залежно від того, яке з двох умов Рао-Крамера або межа Найквіста, накладає більш жорсткі обмеження на ширину спектра, конкретне значення величини σ_{max} визначається або заданою частотою повторення зондувальних імпульсів, або рівнем шумів. За фізичним змістом перший доданок в лівій частині (3.9) описує внесок в ширину спектра дифракційних ефектів поширення хвиль і їх фокусування. У відсутності фокусування ($R \rightarrow \infty$) збільшення апертури перетворювача призводить до звуження спектра через збільшення часу прольоту через пучок хвиль і зменшення частотної модуляції доплерівського сигналу, обумовленої просторовою зміною кута між локальним напрямком хвильового вектора і лінією струму. При наявності фокусування одночасно з цим зменшуються

розміри фокальної області і, як наслідок, збільшується часопрольотне розширення спектра. Оптимальна апертура перетворювача, яка мінімізує ширину спектра при дії цих двох факторів, дорівнює

$$2\alpha = 2 \cdot \sqrt{\frac{\lambda \cdot R_0}{\pi}}, \quad (3.10)$$

при цьому $l_D = R_0$. Підставляючи (3.10) в (3.9), знаходимо нижню межу тривалості зондувальних імпульсів при заданому куті:

$$N \geq \frac{2}{\pi} \cdot \frac{\cos \theta}{\left\{ \left(\frac{\sigma_{max} \cdot \lambda}{V_0} \right)^2 - \frac{\lambda}{\pi \cdot R_0} \cdot \sin^2 \theta \right\}^{\frac{1}{2}}}. \quad (3.11)$$

При оцінці оптимальних параметрів системи в разі неоднорідних потоків необхідно враховувати внесок в ширину спектра градієнтів швидкості руху, що призводить до збільшення його ширини і обмеження зверху допустимої тривалості зондувальних імпульсів. Спектральні характеристики доплерівського сигналу можна знайти, скориставшись виразом для спектра потужності від лінії струму з координатами y, z (див. рисунок 3.4). V – йде в протилежному напрямку e_x .

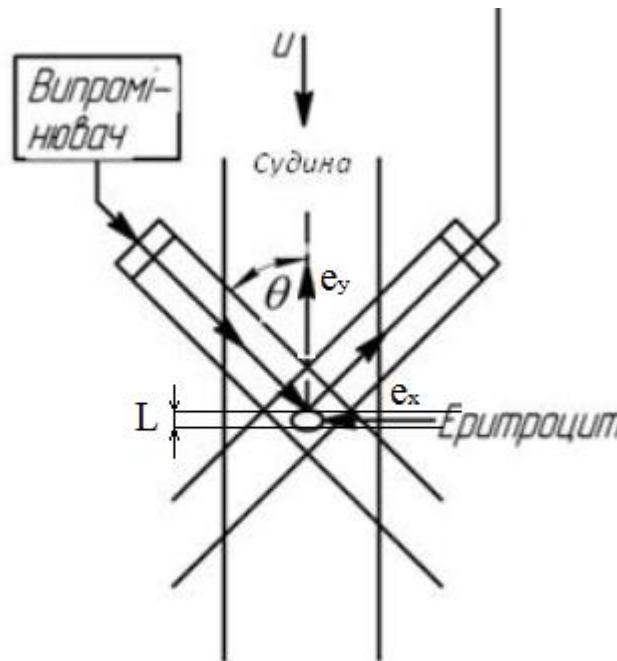


Рисунок 3.4 - Визначення тривалості імпульсу

З точністю до постійного розмірного множника має вигляд:

$$\begin{aligned}
 S(\omega, y, z) = & \frac{(1 + \gamma^2)^{\frac{1}{2}}}{V(y, z) \cdot \cos^2 \theta \left\{ \sigma_0^4 + (\pi \cdot N)^{-4} \cdot \left[\frac{l_0}{l_D} \cdot (1 + \gamma^2) - \gamma \right]^2 \right\}^{\frac{1}{2}}} \times \\
 & \times \frac{l_D^{\frac{3}{2}}}{\left[(l_D - \gamma \cdot l_0)^2 + l_0^2 \right]^{\frac{3}{2}}} \exp \left\{ -\frac{\Omega^2}{2 \cdot \sigma_0^2} - \frac{4 \cdot l_D^2}{(l_D - \gamma \cdot l_0)^2 + l_0^2} \cdot \frac{z^2}{\alpha^2} \right. \\
 & - \frac{4 \cdot (1 + \gamma^2) \cdot (\pi \cdot N)^{-2} \cdot \sigma_0^2}{\sigma_0^4 + (\pi \cdot N)^{-4} \cdot \left[\frac{l_0}{l_D} \cdot (1 + \gamma^2) - \gamma \right]^2} \times \\
 & \times \left[\frac{1}{\cos \theta} \cdot \frac{y}{\alpha} - \tan \theta \cdot \left[\frac{l_0}{l_D} \cdot (1 + \gamma^2) - \gamma \right] \right. \\
 & \left. \left. \cdot \frac{\alpha}{8 \cdot l_D \cdot \sigma_0^2} \times \times \Omega \right]^2 \right\}, \\
 \Omega = & \frac{\omega}{2 \cdot k \cdot V(y, z) \cdot \cos \theta} - 1,
 \end{aligned} \tag{3.12}$$

де $V(y, z)$ – швидкість руху вздовж лінії струму, l_0 – глибина локування, яка відлічується уздовж лінії перетворювача, $\gamma = \frac{l_D}{R_0}$ – ступінь фокусування, $k = \frac{2 \cdot \pi}{\lambda}$ – хвильове число. Щоб трохи спростити викладки, обмежимося надалі розглядом найбільш цікавого для практики випадку досить великих кутів зондування:

$$\sigma_0 \cdot \pi \cdot N \gg 1, \sigma_0 \cdot \frac{l_D}{\alpha} \gg 1, \tag{3.13}$$

для яких за відсутності градієнтів швидкості інтервал допустимих значень N , згідно (3.11), найбільш широкий. З урахуванням (3.13) отримуємо

$$\begin{aligned}
 S(\omega, y, z) = & \frac{(1 + \gamma^2)^{\frac{1}{2}}}{V(y, z) \cdot \cos^2 \theta \cdot \sigma_0^2} \times \\
 & \times \frac{l_D^{\frac{3}{2}}}{\left[(l_D - \gamma \cdot l_0)^2 + l_0^2\right]^{\frac{3}{2}}} \exp \left\{ -\frac{\Omega^2}{2 \cdot \sigma_0^2} - \frac{4 \cdot l_D^2}{(l_D - \gamma \cdot l_0)^2 + l_0^2} \cdot \frac{z^2}{\alpha^2} \right. \\
 & - \frac{1}{2 \cdot \sigma_0^2 \cdot (\pi \cdot N)^2} \times \\
 & \times \left[8 \cdot \frac{\sigma_0 \cdot l_D}{\alpha} \cdot \frac{1}{\sin \theta} \cdot \frac{\gamma}{a} - \left[\frac{l_0}{l_D} \cdot (1 + \gamma^2) - \gamma \right] \right. \\
 & \left. \left. \cdot \frac{\Omega}{\sigma_0} \right]^2 \right\}.
 \end{aligned} \tag{3.14}$$

Як видно з малюнка 3.4, розширення спектра, обумовлене кінцевою тривалістю імпульсів зондування, пов'язана перш за все з градієнтом швидкості в напрямку осі Oy . Тому при визначенні оптимальної тривалості можна без обмеження знехтувати залежністю від z величин V та Ω , розкладанням яких по y з точністю до квадратичних членів має вигляд:

$$\begin{aligned}
 V(y) &= V_0 + V'_0 \cdot y + \frac{V''_0}{2} \cdot y^2, \\
 \Omega(y) &= \Omega_0 + \Omega'_0 \cdot y + \frac{\Omega''_0}{2} \cdot y^2,
 \end{aligned} \tag{3.15}$$

де V_0 – швидкість руху середовища вздовж лінії струму на глибині l_0 . Підставляючи (3.15) в вираз (3.14) і інтегруючи останні по всіх лініях струму поблизу l_0 , знаходимо повний спектр потужності доплерівського сигналу

$$\begin{aligned}
S(\omega) = & \frac{\pi^2 \cdot \alpha^2 \cdot N}{4 \cdot V_0 \cdot \sigma_0 \cdot \cos \theta} \cdot \frac{l_d^2}{(l_d - \gamma \cdot l_0)^2 + l_0^2} \times \\
& \times \frac{1}{\left\{ 1 + (\Omega^2 + \Omega_0 \cdot \Omega_0'') \cdot \frac{\alpha^2 \cdot \cos^2 \theta}{8 \cdot (1 + \gamma^2)} \cdot (N \cdot \lambda)^2 \right\}^{\frac{1}{2}}} \\
& \times \exp \left\{ -(\Omega_0^2) / \right. \\
& / \left(2 \cdot \sigma_0^2 + \Omega_0 \cdot \Omega_0'^2 \cdot \frac{\sin^2 \theta}{32} \cdot (N \cdot \lambda)^2 \cdot 2\sigma_0^2 \right. \\
& \cdot \left. \left[2 \cdot \sigma_0^2 + \Omega_0 \cdot \Omega_0'^2 \cdot \frac{\sin^2 \theta}{32} \cdot (N \cdot \lambda)^2 \right]^{-1} \right) \left. \right\}. \tag{3.16}
\end{aligned}$$

Спектр (3.14) не є симетричним і не описується функцією Гаусса через залежності за допомогою його Ω_0 "дисперсії" від частоти ω . Зокрема, $\Omega_0' = -\omega V_0 / \omega_0 V_0$. Проте центральна частина спектра (3.15), для якої ω близька до ω_0 , за формою практично збігається з кривою Гаусса, ширина якої має іншу, ніж в (3.7), залежність від N . За змістом розкладання (3.14) передбачається, що характерний просторовий масштаб d , на якому істотно змінюється швидкість руху, досить великий, тому в лінійному по $(\lambda/d)^2$ наближенню дисперсія спектра потужності доплерівського сигналу описується виразом:

$$\begin{aligned}
\sigma^2 = & \left(\frac{2 \cdot V_0}{\lambda} \cdot \cos \theta \right)^2 \times \\
& \times \left\{ \frac{\alpha^2}{8 \cdot l_d^2} \cdot \left(1 + \frac{l_d^2}{R_0^2} \right) \cdot \tan^2 \theta + \frac{1}{(N \cdot \pi)^2} + \frac{\sin^2 \theta}{64} \times \right. \\
& \times (N \cdot \lambda)^2 \cdot \Omega_0'^2 \left. \right\}. \tag{3.17}
\end{aligned}$$

неважко бачити, що допустимі (по точності вимірювання середньої частоти) значення тривалості зондувальних імпульсів знаходяться в інтервалі $N_1 \leq N \leq N_2$, де $N_{1,2}$ суть позитивні корні біквadratного рівняння $\sigma^2 = \sigma_{max}^2$. При заданій апертурі перетворювача менший з цих двох коренів відповідає найкращою можливою поздовжньою роздільною здатністю імпульсно-доплерівської системи, сумісною з заданою точністю вимірювання середньої частоти в межах вимірювального об'єму, утвореного імпульсом. З іншого боку, тривалість зондуючих імпульсів, що забезпечує найвищу досягну точність вимірювання, нескладно отримати, мінімізуючи дисперсію (3.16) по N . В результаті знаходимо.

$$N = \frac{2 \cdot \sqrt{2}}{\sqrt{\pi}} \cdot (\lambda \cdot \sin \theta \cdot |\Omega'_0|)^{-\frac{1}{2}}. \quad (3.18)$$

При оцінці оптимальної апертури перетворювача в разі великих кутів зондування (3.12) найбільш важливий, очевидно, урахування Z -градієнтів швидкості руху. Обмежуючись, як і раніше, першими не зникаючими членами в розкладанні дисперсії спектру, отримуємо

$$\sigma^2 = \left(\frac{2 \cdot V_0}{\lambda} \cdot \cos \theta \right)^2 \cdot \left\{ \sigma_0^2 + \frac{\alpha^2}{8} \cdot \left[\left(1 - \gamma \cdot \frac{l_0}{l_D} \right)^2 + \frac{l_0^2}{l_D^2} \right] \cdot \Omega_0'^2 \right\}, \quad (3.19)$$

де Ω'_0 . Неважко бачити, що найбільш вузьким є спектр доплерівського сигналу, одержуваного в режимі динамічного фокусування $l_0 = R_0$, коли мінімізується внесок в ширину спектра градієнтів швидкості руху середовища. Оскільки при цьому ехо-імпульсна система характеризується найкращою поперечною (фронтальною) роздільною здатністю, в подальшому будемо розглядати саме режим динамічного фокусування. Фізичні принципи вибору оптимальних параметрів з використанням загального виразу (3.18) в разі статичного фокусування аналогічні.

У реальних ехо-імпульсних ультразвукових систем, використовуваних, зокрема, в медичній діагностиці, поперечна роздільна здатність, як правило, гірше поздовжньої навіть при наявності динамічного фокусування. У зв'язку з

цим під оптимальною доцільно розуміти таку апертуру, яка забезпечує найкращу поперечну роздільну здатність, сумісну з заданою точністю вимірювання. Роздільна здатність тим вище, чим менше розміри фокальної плями і, відповідно, більше апертура а2 фокусуєного перетворювача, тому необхідно знайти більший з двох позитивних коренів біквдратного рівняння $\sigma^2 = \sigma_{max}^2$. Маємо

$$\alpha = \left\{ \left(\frac{\sigma_{max} \cdot \lambda \cdot R_0}{V_0 \cdot \sin \theta} \right)^2 - \left(\frac{2 \cdot R_0}{\pi \cdot N} \cdot \cot \theta \right)^2 + \left(\left[\left(\frac{\sigma_{max} \cdot \lambda \cdot R_0}{V_0 \cdot \sin \theta} \right)^2 - \left(\frac{2 \cdot R_0}{\pi \cdot N} \cdot \cot \theta \right)^2 \right]^2 - \frac{\lambda^2 \cdot R_0^2}{\pi^2} \times (1 + R_0^2 \cdot \Omega_0'^2 \cdot \cot^2 \theta) \right)^{\frac{1}{2}} \right\}^{\frac{1}{2}}. \quad (3.20)$$

Найвища можлива точність вимірювання середньої частоти (з гіршою, ніж в (3.19), роздільною здатністю) досягається при апертурі перетворювача

$$2\alpha = 2 \cdot \sqrt{\frac{\lambda \cdot R_0}{\pi}} \cdot (1 + R_0^2 \cdot \Omega_0'^2 \cdot \cot^2 \theta)^{\frac{1}{4}}. \quad (3.21)$$

Заперечність підкореневого рівняння в (3.19) вказується на недосяжність заданого рівня точності вимірювання швидкості, що визначається величиною σ_{max} . В цьому випадку необхідно користуватися виразом (3.20), якому відповідає рівність нулю дискримінанту в (3.19). У висновку відзначимо, що в залежності від конкретних умов застосування імпульсно-доплерівської системи можуть бути й інші обмеження на її параметри і, відповідно, інші критерії оптимальності. Зокрема, імпульсно-доплерівські системи кольорової візуалізації не задовольняють, як правило, чинним жорстким стандартам на допустимі пікові та середні за часом і простором

значення акустичного тиску для систем ультразвукової медичної діагностики. Тому просте збільшення тривалості зондувальних імпульсів, що приводить до збільшення інтенсивності ультразвукових коливань, не можна вважати в цьому випадку прийнятним без зменшення апертури перетворювача.

Отже, з формули (3.18) з урахуванням того, що $\Omega_0^{-1} = \frac{d}{2}$, де d – внутрішній діаметр дистальної поверхневої стегнової артерії, отримаємо:

$$N = \frac{2 \cdot \sqrt{2}}{\sqrt{\pi}} \cdot \left(4,3 \cdot 10^{-3} \cdot \sin 35^\circ \cdot \left(\frac{0,43 \cdot 10^{-2}}{2} \right)^{-1} \right)^{-\frac{1}{2}} = 1,49$$

Довжина зондуючи імпульсів в просторі:

$$N \cdot \lambda = c \cdot \tau_u, \quad (3.22)$$

де τ_u – тривалість імпульсів. Звідси

$$\tau_u = \frac{N \cdot \lambda}{c}. \quad (3.23)$$

$$\tau_u = \frac{1,49 \cdot 4,3 \cdot 10^{-3}}{1540} = 4,16 \text{ мкс.}$$

Щоб отримати уявлення про справжній характер доплерівського сигналу, опитування його приладом повинен здійснюватися з певною частотою. В іншому випадку високочастотні коливання (або доплерівські зрушення) не будуть враховуватися, що спричинить за собою втрату важливої інформації. Частота опитування приладом дорівнює частоті повторення імпульсів (PRF). Обмеження для даної частоти випливають з теореми Найквіста, згідно з якою PRF повинен бути більше подвоєною величини доплерівського зсуву частот [16]:

$$PRF > 2\Delta f \quad (3.24)$$

Величина PRF, рівна подвоєною величиною доплерівського зсуву частот, називається межею Найквіста, перевищення його тягне за собою виникнення aliasing-ефекту, коли частина сигналу, що не потрапила у вікно прийому, виявляється в наступному (Простий aliasing-ефект) або декількох наступних вікнах (множинний aliasing-ефект) [16].

При імпульсному скануванні аналізується інформація, що отримується з цікавить дослідника області (вікна опитування). Неважко розрахувати, скільки часу необхідно очікувати імпульсів, відбитих від найближчої (t_1) і віддаленій від датчика (t_2) точок вікна опросів. різниця даних тимчасових інтервалів ($t_2 - t_1$) дорівнює необхідної тривалості відкриття датчика для прийому.

Відстань до найближчої точки вікна опитування (D') становить половину (так як хвиля проходить подвоєний шлях - від датчика до відбивача і назад) твори швидкості поширення ультразвуку в середовищі (c) і часу (t_1), до далекої (D) – половину добутка швидкості поширення ультразвуку в середовищі (c) і часу (t_2):

$$D' = \frac{c \cdot t_1}{2}, \quad (3.25)$$

$$D = \frac{c \cdot t_2}{2}. \quad (3.26)$$

Очевидно, що частота повторення імпульсів трохи може перевищувати величини, яка дорівнює відношенню швидкості поширення до подвоєному значенню максимальної глибини:

$$PRF < \frac{c}{2D} \quad (3.27)$$

З огляду на доплерівське рівняння і обмеження для значень PRF (3.24, 3.27), можна вивести рівняння для розрахунку максимальної (можливої для сприйняття приладом) швидкості зданої глибини [16]:

$$V_{max} = \frac{c^2}{8f_0 \cdot D \cdot \cos \alpha} \quad (3.28)$$

Таким чином, в імпульсному доплерівському режимі існує жорстке обмеження для вимірювання великих швидкостей на великих глибинах.

3.3. Блок первинної обробки даних, отриманих від вимірювальних каналів

В ході дослідження в колірному доплерівському режимі у всіх групах артерій оцінюють дотримуючих параметрів, а саме: наявність колірної картограми потоку; однорідність заповнення просвіту судини кольором (наявність зон турбулентності); рівномірність заповнюваності просвіту судини кольором (наявність дефектів заповнення на кольоровій картограмі, патологічного розширення колірної картограми). В артеріях, де візуалізація судинної стінки неможлива, всю якісну інформацію про стан просвіту судини, судинної геометрії отримують при аналізі даних дослідження в колірному доплерівському режимі [16]. Дослідження в спектральному доплерівському режимі дозволяє отримати об'єктивну кількісну інформацію про наявність і характер зміни показників локальної і системної гемодинаміки. При аналізі даних оцінюються якісні і кількісні показники кровотоку. До якісних характеристик доплерівського спектра відносять форму обвідного доплерівського спектра, локалізацію максимуму спектрального розподілу, наявність і вираженість спектрального вікна. Форму огинаючого доплерівського спектра характеризує тип артерії (з низьким або з високим периферичним опором), ступінь функціональної активності органу, які живлять артерію, наявність, характер і ступінь локального геодинамічного зсуву і системних гемодинамічних порушень при судинних ураженнях. Локалізація максимуму спектрального розподілу відображає тип потоку,

наявність локальних порушень гемодинаміки, орієнтовні базові характеристики потоку. Наявність і вираженість спектрального вікна визначається типом потоку (ламінальний, турбулентний). До кількісних (лінійних) параметрів кровотоку відносять:

- 1) пікова систолічна швидкість кровотоку (V_{ps});
- 2) максимальна кінцева діастолічна швидкість кровотоку (V_{ed});
- 3) діастолічна швидкість кровотоку - V_d (оцінюється тільки в артеріях з високим периферичним опором);
- 4) усереднена за часом максимальна швидкість кровотоку ($TAMX$);
- 5) усереднена за часом середня швидкість кровотоку (TAV);
- 6) індекс периферичного опору (Pourcelot) - RI ;
- 7) пульсаційний індекс (Gosling) - PI ;
- 8) індекс спектрального розширення (Стюарта) - SBI ;
- 9) систоло-діастолічне співвідношення (S / D);
- 10) час прискорення (AT);
- 11) індекс прискорення (AI).

3.4. Розробка нечіткої шкали і правил діагностування

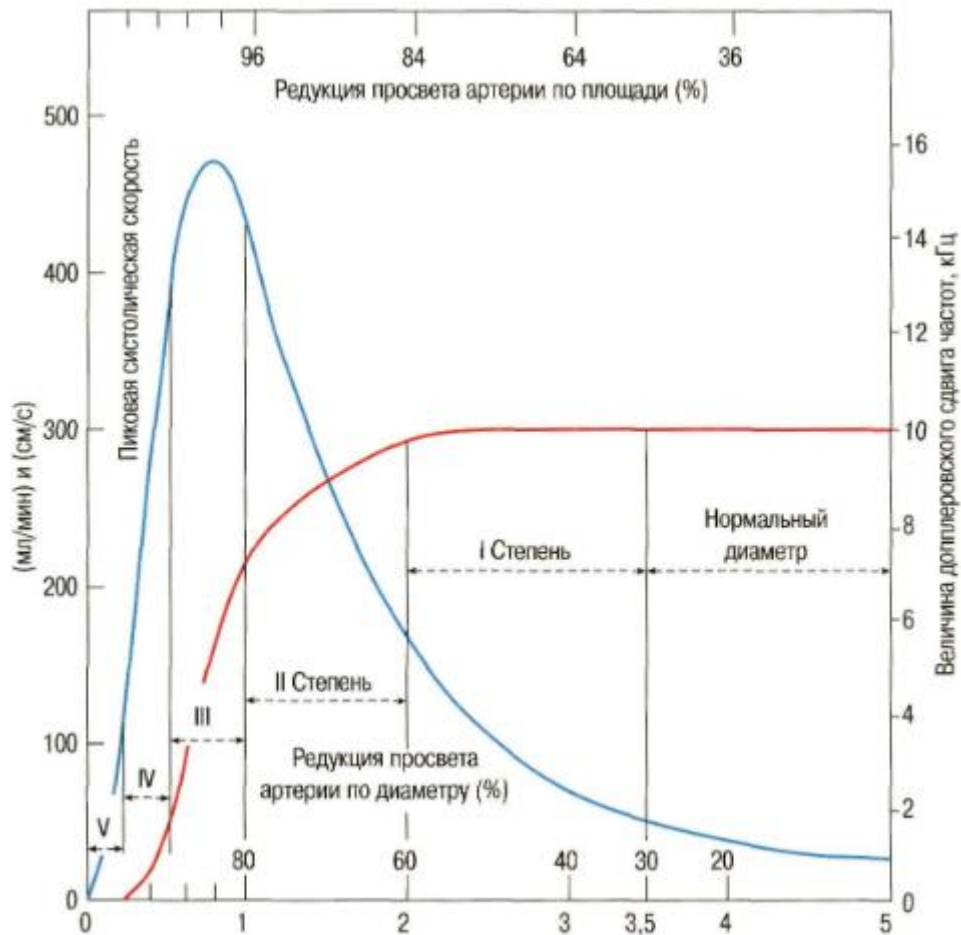


Рисунок 3.5 – Залежність величин лінійної і об'ємної швидкості кровотоку від ступеня звуження просвіту судини щодо діаметра артерії (схема Спенсера).

Згідно отриманого[16] графіка видно, що діагностичним параметром для визначення ступеня звуження діаметра судини є середня лінійна швидкість кровотоку TAV . Для стегнової артерії $TAV = 6,3 \pm 2,3$ см/с, а розмах границь при нормальному стані і незначному стенозі (до 30%) становить від 3 до 11 см/с. Тому границя першого терму, що відповідає 30% стенозі дорівнює 11см/с, при 60% - 19 см/с; 80% - 43 см/с. При стенозі більше 80% лінійна швидкість падає, тобто відношення порядку між термами порушується і для ідентифікації потрібний ще один параметр. Як показав аналіз літературних джерел діагностичним параметром може бут об'ємна швидкість кровотоку, але її отримують за розрахунком за формулою:

$$V_{vol} = \frac{\pi \cdot D^2}{4}, \quad (3.24)$$

де D – діаметр судини. Так для стегнової артерії з діаметром $(7,5 \pm 1,1)$ мм отримаємо значення $V_{vol} = \frac{\pi \cdot 0,75^2}{4} \cdot 6,3 \cdot 60 = 167 \frac{\text{мл}}{\text{хв}}$, яке наведене в літературі $V_{vol} = 167 \pm 37 \text{мл/хв}$. . Тобто для ідентифікації області визначення стенозу об'ємна швидкість не може бути використана. Крім того похибка її визначення складається з похибки вимірювання лінійної швидкості (15 – 17%) і похибки визначення діаметра судини. Тому загальну похибку опорядкованого вимірювання об'ємної швидкості оцінюють як 30-35%.

Тому додатковим діагностичним параметром може бути індекс спектрального розширення SBI , який характеризує ступінь турбулентності кровотоку і визначається як:

$$SBI = 1 - \frac{TAV}{V_{ps}} = \frac{V_{ps} - TAV}{V_{ps}}, \quad (3.25)$$

де V_{ps} – пікова систолічна швидкість кровотоку.

Тому за значенням SBI може бути обрана шкала визначення ступеня стенозу від 0 до 80%.

Чіткі границі трьох областей наведено вище, і якщо обрано лінійні функції приналежності і граничні невизначеності $\pm 15\%$, тоді графічне і аналітичне подання функцій приналежності $\mu_i(x)$ шкали набуває виду:

$$x := 0, 1 \dots 36$$

$$\mu_1(x) := \begin{cases} 1 & \text{if } 0 \leq x \leq 9 \\ \frac{13-x}{13-9} & \text{if } 9 \leq x \leq 13 \\ 0 & \text{if } x > 13 \end{cases}$$

$$\mu_2(x) := \begin{cases} 0 & \text{if } x \leq 9 \\ \frac{x-9}{13-9} & \text{if } 9 \leq x \leq 13 \\ 1 & \text{if } 13 \leq x \leq 16 \\ \frac{22-x}{22-16} & \text{if } 16 \leq x \leq 22 \\ 0 & \text{if } x \geq 22 \end{cases}$$

$$\mu_3(x) := \begin{cases} 0 & \text{if } x < 16 \\ \frac{x-16}{22-16} & \text{if } 16 \leq x \leq 22 \\ 1 & \text{if } 22 \leq x \leq 36 \end{cases}$$

Рисунок 3.6 – Код для побудування трапецієподібної функції приналежності в середовищі РТС Mathcad Prime 6.0

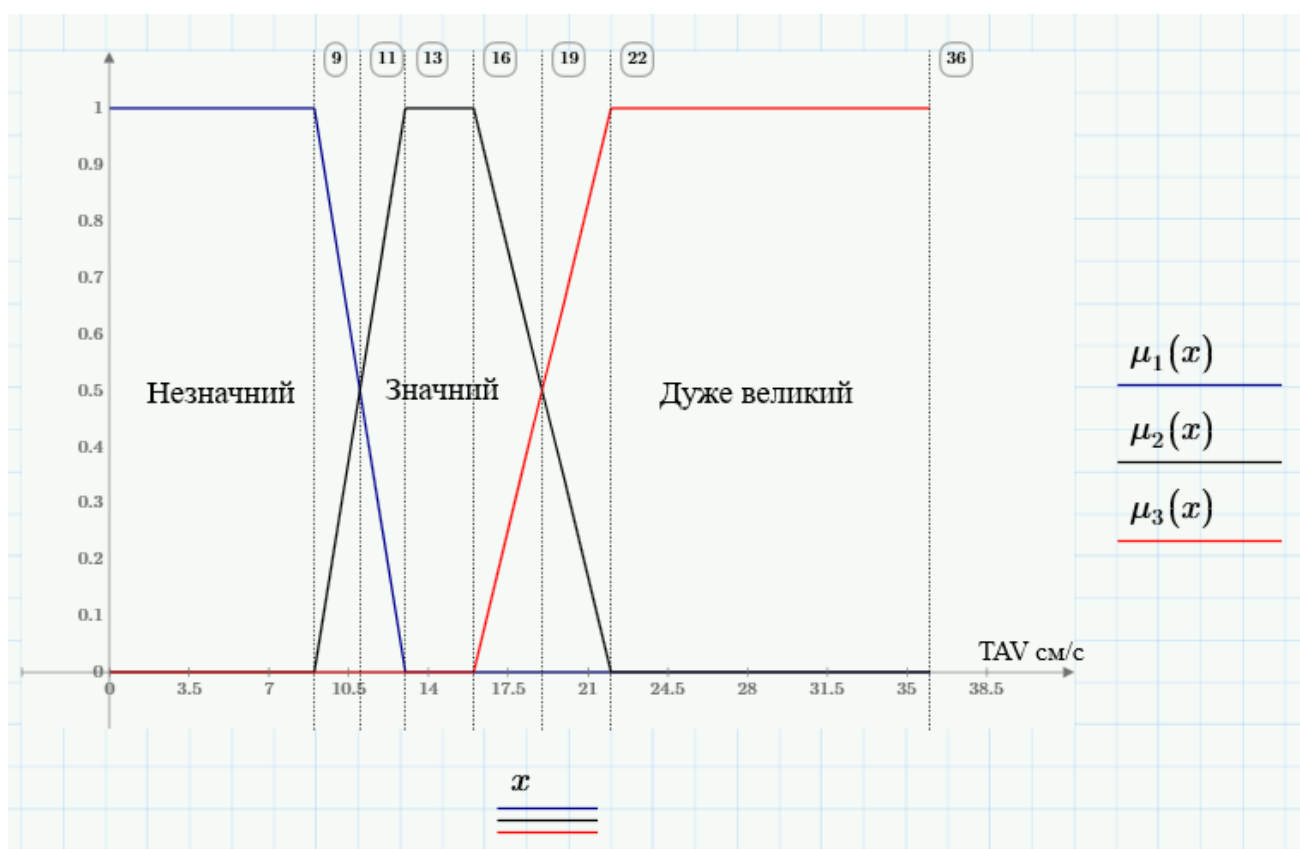


Рисунок 3.7 – Трапецієподібна функція приналежності в середовищі РТС Mathcad Prime 6.0. Незначний, значний та дуже великий – це рівень тромбозу.

Для розрахунку границь:

$$11 \pm \frac{15 \cdot 11}{100} \approx 11 \pm 2 \rightarrow [9; 13]$$

$$19 \pm \frac{19 \cdot 15}{100} \approx 19 \pm 3 \rightarrow [16; 22]$$

$$43 - \frac{43 \cdot 15}{100} \approx 43 - 7 = 36$$

Аналітичне подання шкали:

$$\mu_1(x) = \begin{cases} 1 & \text{при } 0 \leq x \leq 9 \\ \frac{13-x}{13-9} & \text{при } 9 \leq x \leq 13 \\ 0 & \text{при } x > 13 \end{cases}$$

$$\mu_2(x) = \begin{cases} 0 & \text{при } x \leq 9 \\ \frac{x-9}{13-9} & \text{при } 9 \leq x \leq 13 \\ 1 & \text{при } 13 \leq x \leq 16 \\ \frac{22-x}{22-16} & \text{при } 16 \leq x \leq 22 \\ 0 & \text{при } x \geq 22 \end{cases}$$

$$\mu_3(x) = \begin{cases} 0 & \text{при } x < 16 \\ \frac{x-16}{22-16} & \text{при } 16 \leq x \leq 22 \\ 1 & \text{при } 22 \leq x \leq 36 \end{cases}$$

Нечіткий класифікатор визначає ступінь приналежності результату вимірювання TAV тому чи іншому терму шкали. Де $\mu_1(x), \mu_2(x), \mu_3(x)$ – це перша друга та третя терм – множина. Так, наприклад, при результаті

вимірювання TAV 7 см/с ми отримуємо $\mu_1(x) = 0,75; \mu_2(x) = 0,25$. Тобто «стеноз незначний» з рівнем довіри 0,75 і «значний» з рівнем довіри 0,25.

Висновки до розділу 3

1. В цьому розділі було побудовано структурну схему за двома методами вимірювання, опис блоків структурної схеми, а також запропонована лінгвістична терм-множина, яка будується на основі розрахунків рівняння Пуазейля за якою можна діагностувати наявність сторонніх включень як: T_1 – незначні; T_2 – суттєві; T_3 – значні.
2. Був проведений розрахунок вимірювального каналу швидкості кровотоку за ультразвуковим методом, також обрана була п'єзокераміка для УЗ датчику а саме – ЦТС-19. За результатами розрахунку були отримані наступні дані: швидкість поширення ультразвукових хвиль в п'єзокераміці: $V^D = 3244,37$ м/с ; довжина розповсюджуваної ультразвукової хвилі в п'єзокераміці відповідно: $\lambda = 0,43$ мм ; тривалість імпульсів $\tau_u = 4,16$ мкс.
3. Також була проведена розробка нечіткої шкали і правил діагностування та була побудована трапецієподібна функція приналежності.

РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ РОБОТИ НЕЧІТКОГО КЛАСИФІКАТОРА

За теперішнього часу проводять активні дослідження, що пов'язані з моделюванням областей вхідного простору, для яких відсутні дані вимірювань. Цей напрям називають дослідженням неповної інформації. В більшості випадків це задачі інтерполяції або екстраполяції. Якщо дані на вході нечіткої моделі надані у вигляді нечіткої шкали, то дані на виході можуть бути надані з використанням трьох правил:

R1: Якщо середня швидкість кровотоку низька, то рівень сторонніх включень незначний.

R2: Якщо середня швидкість кровотоку середня, то рівень сторонніх включень значний.

R3: Якщо середня швидкість кровотоку велика, то рівень сторонніх включень дуже великий.

Відображення вхід – вихід нечіткої моделі, що визначає взаємозв'язок між значенням середньої швидкості кровотоку і рівнем сторонніх включень наведено на рисунку 4.1, де РСВ – рівень сторонніх включень.

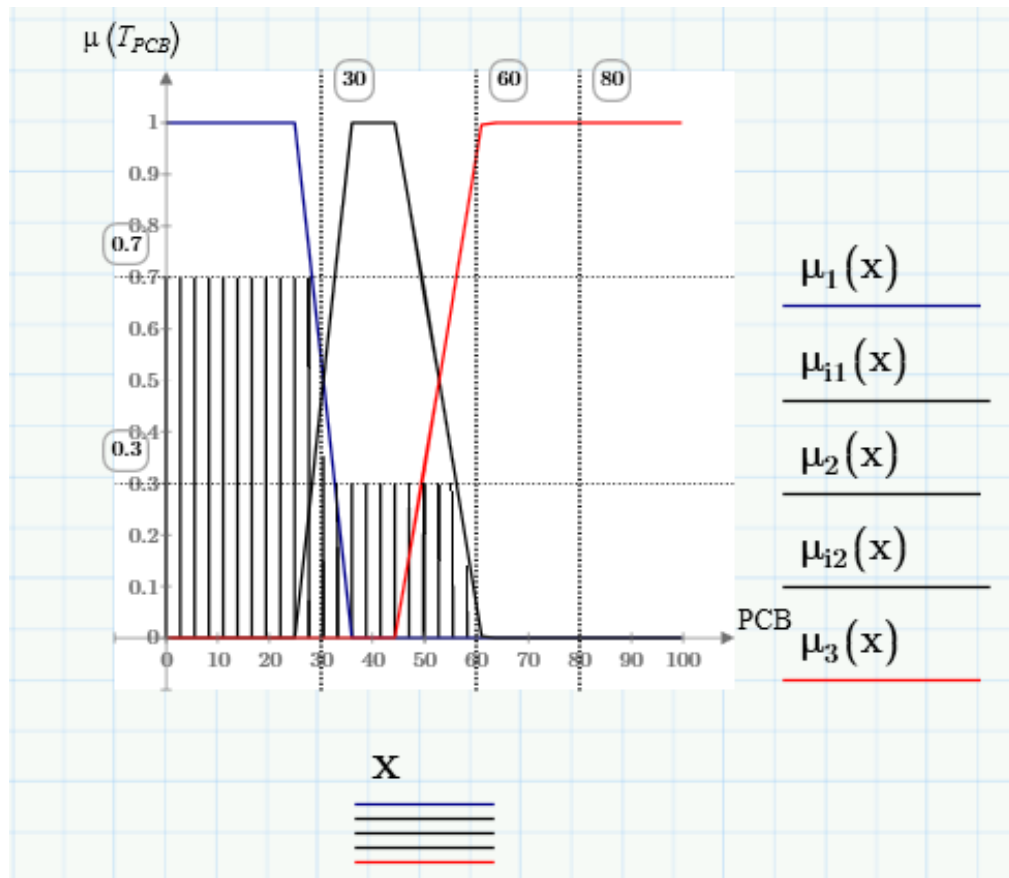


Рисунок 4.1 – Трапецієподібна функція приналежності в середовищі PTC Mathcad Prime 6.0. Де за маркерами 0.7 та 0.3 відбувається зріз терм-множини за ступенем стенозу за першим вимірювальним каналом.

Якщо наприклад, за перерізом результату вимірювання TAV зі шкалою отримано результат $T_1 | 0,7; T_2 | 0,3$, тоді в терм-множині $\mu(T_{PCB})^2$ активізуються терми T_1 і T_2 . Ординати термів помножують на 0,7 і 0,3 відповідно. Узагальнену функцію приналежності отримують об'єднанням активованих і модифікованих функцій приналежності, тобто $T_1^M \cup T_2^M$. На рис.4.1 це відповідає заштрихованій області. За допомогою додатку MATLAB (нечіткий MATLAB) виконується операція дефазифікації, тобто обчислення абсциси центра ваги заштрихованої області:

$$\mu_{\text{цт}} = \frac{\int y \mu(y) dy}{\int \mu(y) dy} \quad (4.1)$$

Для заштрихованої області (Рис 4.1) це приблизно 25%.

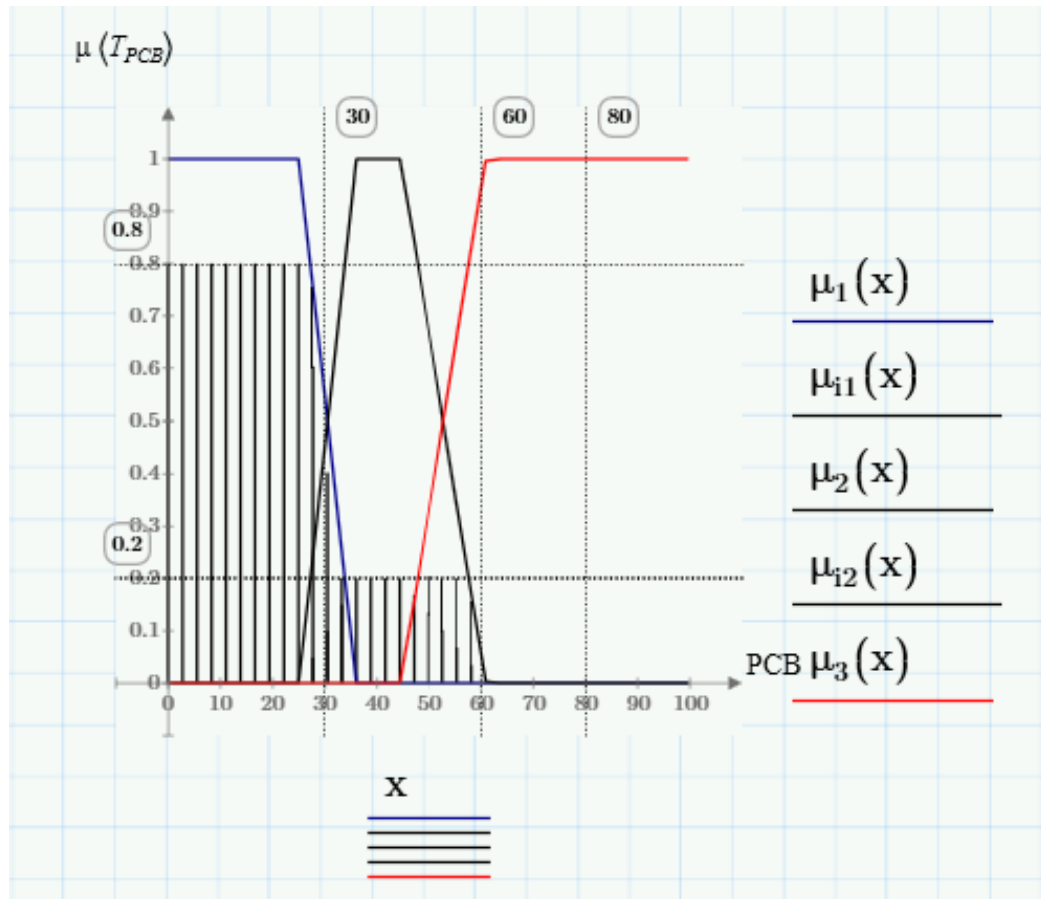


Рисунок 4.2 – Трапецієподібна функція приналежності в середовищі PTC Mathcad Prime 6.0. Де за маркерами 0.8 та 0.2 відбувається зріз термножини за ступенем стенозу за другим вимірювальним каналом.

Але так приймається рішення за одним вимірювання каналом. Якщо вимірювальних канала 2, тоді обчислюється нечіткий результат за каналом 1 і каналом 2. Тобто знаходить перерізи нечіткої шкали з результатами вимірювання TAV за двома каналами. Наприклад: канал 1 - $T_1 \mid 0,7$; $T_2 \mid 0,3$; канал 2 - $T_1 \mid 0,8$; $T_2 \mid 0,2$. І далі використовують цей результат для активізації і модифікації функцій приналежності РСВ. Після чого дві модифіковані функції приналежності об'єднуються та обчислюється центр ваги за обома каналами (Рис 4.3).

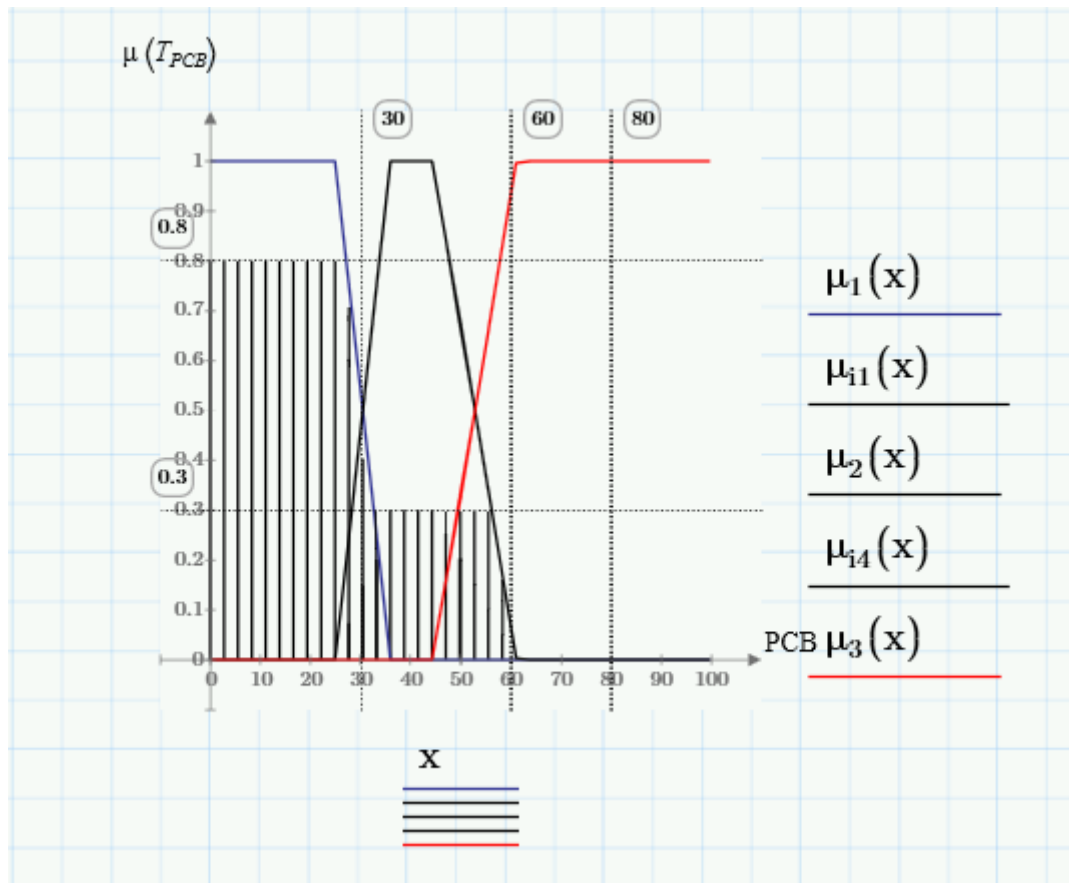


Рисунок 4.3 – Трапецієподібна функція приналежності в середовищі PTC Mathcad Prime 6.0. Чорним кольором заштрихована область середнього значення за двома каналами.

У відповідності з наведеними вище матеріалом можна скласти наступний алгоритм функціонування системи (Рис.4.4).

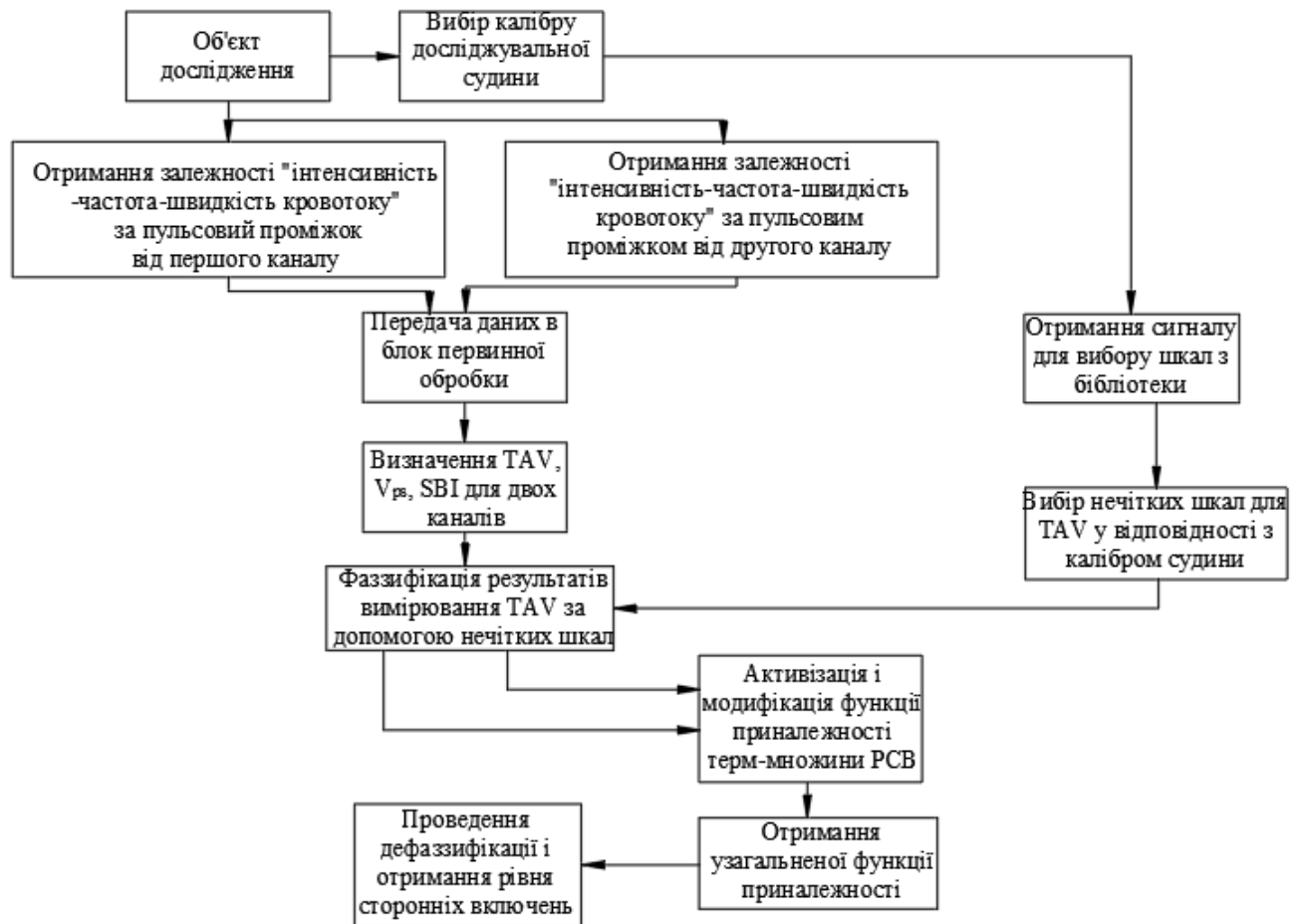


Рисунок 4.4 - Алгоритм функціонування системи

Висновки до розділу 4

1. При вимірюванні швидкості кровотоку похибка досягає приблизно 30-35% (див. Розділ 2), тому використовується два канали вимірювання швидкості кровотоку для зменшення похибки вимірювання.
2. Розроблен алгоритм функціонування системи за яким проводиться фазифікація результатів вимірювання TAV за допомогою нечітких шкал, активізація і модифікація функції приналежності терм-множини РСВ, отримання узагальноної функції приналежності та проведення дефазифікації і отримання рівня сторонніх включень.

РОЗДІЛ 5. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ «СИСТЕМА ДІАГНОСТУВАННЯ НАЯВНОСТІ СТОРОННІХ ВКЛЮЧЕНЬ У СУДИНАХ»

5.1. Опис ідеї стартапу

Даний розділ має на меті проведення маркетингового аналізу стартап-проекту, що в свою чергу визначає принципові можливості його впровадження на ринку та можливі напрямки реалізації цього впровадження. Ідея стартап-проекту даної магістерської дисертації полягає в повномасштабному виробництві системи діагностування наявності сторонніх включень у судинах.

Оскільки точність вимірювання невисока і на результат діє багато впливних величин, то для збільшення достовірності діагностування запропоновано використання надлишкових вимірювань, за якими значення діагностичної ознаки отримуються двома методами, а результати об'єднують. Кінцевий результат діагностування подають за допомогою лінгвістичної шкали : сторонні включення «незначні», «суттєві», «значні».

Метою є розробка алгоритму опрацювання вимірювальної і діагностичної інформації системи за двома незалежними каналами діагностування наявності сторонніх включень у судинах.

В табл. 5.1 розповідається про зміст ідеї та можливі напрямки та вигоди які можуть отримати користувачі.

Таблиця 5.1
Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача

В даній системі діагностування використовується два різних метода: ультразвукова доплерографія та лазерна, які визначають швидкість кровотоку та дають оцінку проходження крові по судинам.	1. Медицина	Завдяки двом методам система більш точна.
	2. Учбові заклади	Збільшення об'єму інформації завдяки двом методам.

В даній таблиці я розповів про актуальність системи моніторингу та зазначив напрямки її використання.

Аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї (чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників) порівняно із пропозиціями конкурентів.

В таблиці 5.2, W – слабка сторона, N – нейтральна сторона, S – сильна сторона.

Таблиця 5.1

Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Техніко- економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів			W	N	S
		Мій проект	Конкурент 1 Transonic (Америка)	Конкурент 2 ЛАЗМА (Росія)			
1.	Економічність	За експлуатацію	Так само.	Так само.		+	

		лише за електроенергію . При повній заміні датчиків платиш майже 50% від системи.					
2.	Призначення (технічні)	Застосовують в медицині	Так само.	Так само.		+	
3.	Ергономічність	Не можна рухатися під час моніторингу, вплив світла.	Не можна рухатися під час моніторингу.	Не можна рухатися під час моніторингу, вплив світла.	+		
4.	Екологічності	Немає негативного впливу на довкілля.	Так само.	Так само.		+	

Продовження таблиці 5.2

5.	Надійності	Тільки заміна датчиків, вони є крихкими.	Так само.	Так само.		+	
6.	Технологічні	Технологічний.	Так само.	Так само.		+	
7.	Органолептичні	Вібрація	Так само.	Немає.		+	

8.	Естетичні	В самому приладі можлива лише заміна датчиків. Але в моєму стартапі ця частина буде більшою	Так само.	Так само.	+		
9.	Транспортабельності	Не потрібна підготовка для транспортування.	Так само.	Так само.		+	
10.	Безпеки	Нешкідливі.	Так само.	Так само.		+	

Серед слабких сторін можна виділити лише ергономічність та естетичність, але це лише в порівнянні з конкурентами, для людини, яка користується цим приладом різниця буде невелика.

5.2. Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу необхідно провести аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту (технології створення товару). Визначається технологічна здійсненність ідеї проекту.

Таблиця 5.2

Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Позгодження двох вимірювальних каналів в однієї системі.	Програмне забезпечення.	Технологія доробляється в рамках дипломної роботи.	Теоретично так, але потрібні ще практичні застосування.
2.	Бібліотека лінгвістичних шкал.	Зберігається розроблені за діагностичними ознаками шкали для пацієнтів різних вікових груп і для різних ланок кровоносної системи або судин різного калібру. Ця шкала поділяється на 3 терм-множини за якими можна будувати діагноз.	Доступні	Доступні
3.	Нечіткий класифікатор.	Нечіткий класифікатор визначає активізовані функції приналежності за обома каналами та	Наявні, але потрібно доробити	Доступні

		формує діагноз за кожним із них.		
--	--	----------------------------------	--	--

Зараз проводиться теоретичні розрахунки, розробка структурної схеми та будується алгоритм для здійснення ідеї проекту.

5.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

В цьому розділі потрібно визначити ринкові можливості, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів. Але для початку буде призведено аналіз попиту.

Таблиця 5.3

Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/ п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1.	Кількість головних гравців, од	Головних гравців дуже багато (приблизно 15-25) у своїй роботі я розглядаю два основних, на мою думку.
2.	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	Загальний обсяг не відомо варіюється

		вартість десь 800 – 30000 грн.
--	--	-----------------------------------

Продовження таблиці 5.4.

3.	Динаміка ринку (якісна оцінка).	Зростає. Через зріст населення зростає і попит.
4.	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень).	Існує декілька великих гравців які диктують умови в даному сегменті, багато невеликих гравців
5.	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації.	Немає
6.	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	Приблизно 30 – 40%

$$R = \frac{P}{l \cdot n} \cdot 100, \quad (5.1)$$

де R – рентабельність, P – прибуток, l – повна сума інвестиційних витрат; n – час експлуатації проекту. В даному розрахунку взято рентабельність однієї одиниці товару на рік.

Ринок є доволі зрілим, але ринок ще зростає. Середня норма рентабельності вища ніж банківська ставка у відсотках. Ринок можна назвати привабливим.

Визначення потенційної групи клієнтів, їх характеристики, та формується орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 5.5).

Таблиця 5.5

Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1.	Виявлення сторонніх включень.	Даний прилад має зацікавити медиків, бо вимірювання в більшості випадків будуть робити саме вони, але також можливе використання і в навчальних цілях для студентів.	Товар використовує два методи і він вважається більш точним, його можна подати як інноваційний продукт.	Продукт має бути зручним та нескладним в експлуатуванні. Компанія-постачальник повинна надавати допомогу в обслуговуванні/ремонті.

Даний прилад не втратить своєї актуальності перед цільовою групою, але перш за все треба зацікавити медиків в використанні цієї системи.

Після визначення потенційних груп клієнтів проводиться аналіз ринкового середовища: складаються таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (табл. № 5.6-5.7).

Таблиця 5.6

Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Зростання податків	Через те що стартап-підприємство тільки починає розвиватися, збільшення витрат може сильно вдарити по стартапу.	Потрібно зацікавити майбутніх інвесторів, це допоможе вистояти перед незапланованими витратами.
2.	Нові конкуренти	Появлення нової компанії з кращими можливостями.	Випуск своєї продукції зі схожою рекламою або логотипом.
3.	Збій поставок	Неналагодженість поставок або зміна правил митниці.	Зменшення виробництва.
4.	Важкість виходу на міжнародний ринок	Всі потенційні конкуренти розташовані закордоном. Важкий вихід.	Досягти успіхів у власній країні, щоб залучити іноземних інвесторів на більш сприятливих умовах, а потім поступовий вихід на міжнародну арену.

Аналіз ринкового середовища показав фактори загроз, що можуть перешкодити впровадженню проекту, такими факторами є зростання податків, а також появлення нових конкурентів, які можуть зменшити ціну на власний продукт, а також збій поставок призведе до зменшення виробництва, що в свою чергу зменшить дохід. А також одним з немаловажливою загрозою є

вихід на міжнародний ринок бо він вже доволі монополізований. Нестабільні політична та економічна ситуації в країні, також можуть призвести до складнощів.

Таблиця 5.7
Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Інноваційність	Рекламування свого товару як унікального.	Залучення нових інвесторів.
2.	Сертифікація у світі	При сертифікації товару, як товару міжнародного зразка можна збільшення зацікавленість у власного населення.	Збільшення прибутків допоможе розширенню компанії.
3.	Вихід на міжнародний ринок	Товар відносно закордонних аналогів більш універсальний, що дозволить експортувати його закордон.	Збільшення клієнтів, збільшення виробництва, Збільшення коштів для подальшого розвитку.
4.	Вільний ринок	Відсутність аналогів.	Можливість встановлення правил на внутрішньому ринку.

Реклама продукту як інноваційного допоможе залучити як нових інвесторів так і покупців, що в будь-якому випадку призведе до розширення компанії.

Визначення загальних рис конкуренції на ринку (табл. 5.8).

Таблиця 5.8

Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Тип конкуренції - досконала конкуренція.	У світі існує багато компаній, що виробляють ультразвукові вимірювачі, а також ті що працюють за різними методами.	Випуск своєї продукції на інтернет сайтах, а також рекламою в інтернеті.
2. За рівнем конкурентної боротьби – національна.	Багато різних країн випускає ту ж саму продукцію.	Випуск продукції за заниженими цінами.
3. За галузевою ознакою - Внутрішньогалузева.	Використовується лише у медицині.	Інноваційність.
4. Конкуренція за видами товарів - товарно-ротова.	Використовується для визначення сторонніх включень та визначення ступеню цих включень,	Можна подавати товар з різних боків аби зменшити вплив інших компаній.

	але може визначати й швидкість крові.	
5. За характером конкурентних переваг – нецінова.	Використання двох методів.	Хороша реклама.
6. За інтенсивністю-марочна.	Вимірювання швидкості кровотоку почалися ще в 30-х роках минулого століття, тому краще бути впізнаваною.	Підлаштування під марку відомого бренду, аби перетягнути частину ринку.

В даній таблиці були визначені загальні риси конкуренції та було визначено, що ринок доволі заповнений та потрібно йти на хитрощі щоб захопити ринок.

У табл. 5.9 буде побудована модель аналізу конкуренції у галузі М. Портера в якому призводить аналіз 5 факторів, що впливають на привабливість ринку.

Таблиця 5.9

Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
Складові аналізу	Навести перелік прямих конкурентів	Визначити бар'єри входження в ринок	Визначити фактори сили постачальників	Визначити фактори сили споживачів	Фактори загроз з боку замінників

Висновки :	Прямі конкуренти : Transonic (Америка) ЛАЗМА (Росія), інтенсивної боротьби не очікується бо ринок доволі заповнений.	Можливість звичайно є, але за цими компаніями є і товарні знаки і патенти, розмір капітало-вкладень.	Transonic постійно покращують свої можливості на ринку в 2020 году до них долучилися ще два дистриб'ютора	Клієнти хочуть лише своєчасного та достовірного діагнозу, тому компанія зі світовим ім'ям мають більше шансів, коли говорять про здоров'я.	Лояльність споживачі в можна очікувати коли говорять про національного виробника, тому щоб ще більше привабити покупців потрібно знизити ціну на продукт.
---------------	---	--	---	--	---

Робота можлива на національному ринку. Завдяки, використання двох методів у системі збільшується точність системи, що дає змогу отримати частину ринку.

На основі попереднього аналізу конкурентів, а також із урахуванням ідеї проекту, вимог споживачів та факторів маркетингового середовища можна побудувати таблицю конкурентоспроможності таблиця 5.10.

Таблиця 5.4

Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1.	Попит внутрішнього ринку	Високий попит, легкий вихід.
2.	Маркетингові пропозиції	Використання двох вимірювальних каналів можна подати, як інноваційний продукт. У якого ще немає аналогів.
3.	Вартість	Не завищена, конкурентна ціна.
4.	Підтримка продукту	Технічна підтримка по питанням використання та функціональності системи.

Обґрунтування факторів конкурентоспроможності показав, що існує фактор необхідності у створенні методу для підвищення точності вимірювання швидкості кровотоку. Враховуючи те, що ринок вітчизняних виробників у даній сфері майже вільний, попит на товар буде великим.

За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 5.10) проводиться аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (табл. 5.11).

Таблиця 5

Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Системи діагностування наявності сторонніх включень у судинах»

№ п/ п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з ... («ЛАЗМА»)						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1.	Попит внутрішнього ринку	12					+		
2.	Маркетингові пропозиції	16		+					

3.	Вартість	15				+			
4.	Підтримка продукту	10					+		

Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Системи діагностування наявності сторонніх включень у судинах» показав, що фактор конкурентоспроможності маркетингові пропозиції проекту сильніший переважно через те, що у цьому проекті є своя унікальність. До слабких сторін потрібно віднести підтримку продукту та попит на ринку, але це через те, що ця компанія знаходиться довше на ринку.

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл. 11).

Таблиця 6

SWOT- аналіз стартап-проекту

<p>Сильні сторони:</p> <p>Використання двох вимірювальних каналів можна подати, як інноваційний продукт. У якого ще немає аналогів.</p> <p>Технічна підтримка протягом 2 років.</p>	<p>Слабкі сторони:</p> <p>Потрібен стартовий капітал 100000-200000 грн..</p> <p>Новий винахід ще не визнаний в світі, а також в Україні.</p>
<p>Можливості:</p> <p>Вільний ринок, відсутність аналогів.</p>	<p>Загрози:</p> <p>Укріплення конкурентів, зменшення ціни на товари аналоги конкурентів.</p>

Сертифікація у світі, допоможе привабити більше клієнтів. до продукту.	Нестабільна ситуація у країні, знецінення валюти, припинення отримання інвестицій. При насиченні ринку – зменшення попиту.
--	---

SWOT-аналіз стартап-проекту розділяє його на чотири категорії: сильні, слабкі сторони проекту та можливості, загрози пов'язанні з його здійсненням. І в підсумку дає зрозуміти, що сильною стороною проекту є маркетингова пропозиція та технічна підтримка. Слабкою стороною проекту є те, що потрібен стартовий капітал, новий винахід ще не визнаний в світі, а також в Україні. Ринкові загрози та ринкові можливості є наслідками (прогнозованими результатами) впливу факторів, і, на відміну від них, ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення. Тому укріплення конкурентів, нестабільна ситуація та насиченість ринку, що може призвести до спадання прибутків є факторами загроз, але те що ринок вільний та можливе збільшення функціонування методу – можливостями.

На основі SWOT-аналізу розробляються альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок (див. табл. 9, аналіз потенційних конкурентів).

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (табл. 5.13).

Таблиця 7

Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1.	Повномасштабне виробництво.	При залученні інвесторів. Потрібна реклама.	2 – 3 роки.
2.	Безкоштовне надання певного функціоналу у користування споживачам на обмежений термін.	Головний ресурс – люди.	1–2 місяці.
3.	Написання статей та опис товару на відомих ресурсах.	Головний ресурс – час, даний ресурс – наявний.	2 – 3 тижні.

На основі SWOT-аналізу розроблено альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок. передбачається повномасштабне виробництво з можливим поступовим зниження собівартості, так як строк реалізації складає 2-3 роки. Також для самореклами пропонується надання системи на безкоштовній основі громадським лікарням. А також написання статей в інтернеті буде сприяти поширенню товару.

5.4. Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (табл. 5.14).

Таблиця 5.8

Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/ п	Опис профілю цільової групи потенцій- них клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнто- вний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтен- сивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1.	Медики	Продукт не є новим за призначенням, але новий за застосуванням.	Попит буде серед медиків України.	Є закордонні конкуренти тому інтенсивність визначається як помірна.	Ця цільова група орієнтується на якість товару, тому я вважаю, вхід в сегмент відбудеться.
2.	Хворі люди	Для них найважливішим буде експертна оцінка та ціна.	Найбільш привабливішими для них буде	Тут конкуренція буде більш інтенсивною.	Ця цільова група орієнтується на

			перевірені компанії.		експертну оцінку про якість товару.
Які цільові групи обрано: медики, хворі люди.					

Так як, потрібно працювати з кількома сегментами потрібно розробляти для них програми окремі програми ринкового ринку, хоча вони не будуть сильно відрізнятися.

Таблиця 5.9

Визначення базової стратегії розвитку

№ п/ п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкуренто- спроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1.	Підтримка клієнтів, надання функціоналу, що відсутня у товарів-аналогів.	Рекламування системи діагностування, як інноваційного продукту допоможе зацікавити більше споживачів.	Універсальність, зробить товар більш складним до заміни.	Стратегія диференціації

При визначенні стратегії конкурентної поведінки було обрано Стратегія диференціації. Дана поведінка була обрана, тому в якості цільового ринку вибирається один або декілька ринкових сегментів. Головне завдання для компаній – це поширення реклами про товар, а також залучення експертів для оцінки, також потрібно сказати, що компанія буде випускати тільки цей товар, а також те що його складніше замінити на ринку.

Таблиця 5.10

Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
1.	У якомусь сенсі так, бо майже ніхто не комбінує два методи, але навіть ті хто комбінують спрямовують діяльність трохи у іншому напрямку.	Скоріш за все так, бо зовсім незамінної продукції компанія не випускає.	Можливо, скоріш за все це буде логотип, а також зовнішній дизайн.	Стратегія наслідування лідеру.

У цій таблиці я розглянув стратегію конкурентної поведінки. Також я вважаю, що найкращою стратегією буде наслідування лідеру, ця стратегія найбільш підходить бо змагатися з великими компаніями віжко, а ринок України ще немополізований, на мою думку.

На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника (стартап-компанії) та до продукту (див. табл. 5.5), а також в залежності від обраної базової стратегії розвитку (табл. 5.15) та стратегії конкурентної поведінки (табл. 5.16) розробляється стратегія позиціонування (табл. 5.17). що полягає у формуванні ринкової позиції (комплексу асоціацій), за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект.

Таблиця 5.11

Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні і позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1.	Виконувати свою функцію, а саме: виявляти сторонні утворення в судинах і чим точніше тим краще.	Позиціонування за показниками якості.	Найголовнішими з них є те, що система моніторингу є більш точною та універсальною. А також використання нового алгоритму.	Точність, універсальність.

Головною вимогою до товару є більш висока точність, тому була обрана стратегія позиціювання за показниками якості, а ключовим конкурентоспроможною позицією стартап-проекту є використання нового методу вимірювання та створення власного алгоритму. Ключові асоціації, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту – точність універсальність.

5.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Таблиця 5.12

Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1.	Точність	Через те, що використовуються два канали збільшується об'єм даних.	Новий метод, що дозволяє збільшити точність.
2.	Універсальність	Використовується два незалежних методів діагностування.	Наявність алгоритму буде сприяти постанові діагнозу за обома методами одразу і видавати один результат.

Формування маркетингової концепції товару показала, що ключовими перевагами є використання двох методів та унікальний алгоритм, який робить товар новим на ринку. В свою чергу для кінцевого споживача впровадження даного методу дозволить предоставити споживачу більш якісний продукт.

Таблиця 5.13

Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Метод проектування системи діагностування наявності сторонніх включень в судинах буде зі збільшеною точністю.		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Точність	М	Вр/Тх /Тл
	2. Зовнішній вигляд	Нм	Вр/Тх /Тл
	3. Доступність на ринку	Нм	Е
	4. Довговічність	М	Вр/Тл
	Якість: прилади, апарати і устаткування медичне здійснюється за ГОСТ 20790— 82		
	Пакування: електронний варіант, диск.		
	Марка: Немає		
III. Товар із підкріпленням	До продажу: не потребує особливих вимог		
	Після продажу: підтримка клієнтів протягом 5 років		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: ноу-хау			

Опис трьох рівнів моделі товару показав, що основний задум даного стартап-проекту полягає у підвищенні точності даної системи діагностування. Якість контролюється за ГОСТ 20790— 82, та виконується технічна підтримка протягом 5 років. Даний метод буде захищено від копіювання ноу-хау. Особливих вимог до використання немає.

Таблиця 5.14

Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари- замінники	Рівень цін на товари- аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
	Не знайдено	800 – 30000 грн.	5000-15000 грн.	10000-15000 грн

При визначенні меж встановлення ціни з'ясувалося, що рівень доходів цільової групи споживачів складає приблизно 5000-15000 грн., аналоги – 800-30000 грн., верхня та нижня межа встановлення ціни на товар складає – 10000-150000, що не дає перевагу над товарами-аналогами за ціною, але можна вважати конкурентоспроможною ціною.

Таблиця 5.15

Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	В даному сегменті товарів, найчастіше, закупівля відбувається напряду з виробником або в інтернеті.	-пошук потенційних клієнтів -аналіз ринку потреб -реклама	Канал одного рівня.	Через інтернет, тендері торги.

Сьогодні пошук товарів частіше за все відбувається через інтернет, враховуючи те що закупівля буде вестися напряду з виробником або через інтернет сайти, то канал збуту буде першого рівня.

Таблиця 5.16

Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Клієнти дізнаються про новинки з інтернету, та будуть шукати товар з високою якістю.	Соціальні мережі, статей, інтернет мережі.	Інтернет-маркетинг, маркетинг у соціальних мережах.	Презентація товару, його властивостей, покращення, щоб залучити більше клієнтів.	«Сторонні включення були, але залишили вони, мені, лиш спогад о собі»

Враховуючи на те, що клієнти більшу частину інформації про товари дізнаються через такі комунікації як: інтернет, соціальні мережі та статті. Тому в якості ключових позицій для позиціонування було обрано – інтернет-маркетинг, маркетинг у соціальних мережах. Завданням рекламного повідомлення є презентація товару, його властивостей, щоб залучити більше потенційних клієнтів [23].

Висновки до розділу 5

Даний метод належить до області медичного приладобудування. Методом будуть зацікавлені лікарі та хворі люди, та всі хто зацікавлений в області біомедичної інженерії. Використовуючи метод при проектуванні, виробники отримають покращений товар з відносно невеликими затратами, що повинно збільшити попит у користувачів. Існує великий попит на продукцію виготовлену за даним проектом, найбільш зацікавленою цільовою аудиторією є лікарі, а також усі ті хто зацікавлений в даному товару (хворі люди та студенти вищів).

Аналіз конкуренції ринку показав, що не дивлячись на високу конкуренції з боку монополіста, все рівно є шанси здобути першість в Україні за рахунок універсальності методу, який дозволяє використовуючи два канали підвищити точність кінцевого діагнозу, що в свою чергу призведе до збільшення кількості потенційних користувачів. Прямим конкурентом на території України є «ІАЗМА» російського виробника, але він більше спеціалізується на визначення швидкості в мікроциркуляторному руслі, що значно полегшує вихід на ринок України, за 2-3 роки. Transonic – є прямими конкурентами на міжнародному ринку, тому і вихід значно ускладнюється, 5-10 років.

Для ринкової реалізації було обрано варіант в якому передбачається повномасштабне виробництво з можливим поступовим зниження собівартості, так як строк реалізації складає 2-3 роки. Пропонується рекламування свого товару у інтернеті, а саме: соціальні мережі та написання статей, а також створення НДДКР, також пропонується обслуговування товару для тих хто його придбає протягом 5 років.

Імплементація запропонованого проекту є доцільною, оскільки технології та проекти в конструюванні медичного обладнання для виявлення сторонніх включень у судинах буде актуально завжди, тим більше, що даний

метод дозволяє виявляти сторонні включення за двома незалежними каналами, пропонуючи при цьому унікальний алгоритм для постанови діагнозу.

Отже, в результаті розроблення даного розділу було виконано його головне завдання, що полягає в маркетинговому аналізі перспектив реалізації методу проектування системи моніторингу для виявлення сторонніх включень в крові, оцінювання можливостей його ринкового впровадження. А також сформовано інноваційне мислення, підприємницький дух та сформовані здатності щодо оцінювання ринкових перспектив і можливостей комерціалізації основних науково-технічних розробок, сформованих у попередній частині дисертації у вигляді розроблення концепції стартап-проекту в умовах висококонкурентної ринкової економіки глобалізаційних процесів.

ВИСНОВКИ

Під час написання магістерської дисертації було визначено, що діагностичною ознакою наявності сторонніх включень є лінійна та об'ємна швидкість. Лінійну швидкість кровотоку визначають за доплерівським зсувом. При реєструванні доплерівського зсуву отримують доплерівський спектр, тому для визначення швидкості кровотоку обирають середнє значення за один або декілька серцевих циклів.

На точність як артеріального, так і венозного кровотоку впливає низка різноманітних факторів: технічні фактори, фактори, пов'язані з анатомією і фізіологією гемоциркуляції, фактори, які залежать від оператора, а також перерахунок лінійної швидкості кровотоку в об'ємну, саме тому для виявлення сторонніх включень було обрано два методи.

На основі літературного аналізу було визначено, що для визначення швидкості кровотоку потрібен лінійний тип датчика з частотою 2,5-7,5 МГц.

Точність оцінки об'ємної швидкості кровотоку залежить від відповідності отриманої величини діаметра його значенням в діастолу, чого при візуальній оцінці В-режимі, як правило, досягти не вдається. У зв'язку з цим похибка вимірювання об'ємної швидкості кровотоку може досягати 30-35%. Тому для підвищення точності обирається два методи для визначення швидкості кровотоку : лазерний(ЛДФ) та ультразвуковий(імпульсний доплер) і за ними буде побудована структурна схема.

Також була побудована структурна схема за двома методами вимірювання, опис блоків структурної схеми, а також запропонована лінгвістична терм-множина, яка будується на основі лінійної швидкості кровотоку за якою можна діагностувати наявність сторонніх включень як: T_1 – незначні; T_2 - суттєві; T_3 – значні. Був проведений розрахунок вимірювального каналу швидкості кровотоку за ультразвуковим методом, для нього була обрана п'єзокераміка для УЗ датчику, а саме – ЦТС-19. За результатами розрахунку були отримані наступні дані: швидкість поширення

ультразвукових хвиль в п'єзокераміці: $V^D = 3244,37$ м/с ; довжина розповсюджуваної ультразвукової хвилі в п'єзокераміці відповідно: $\lambda = 0,43$ мм ; тривалість імпульсів $\tau_u = 4,16$ мкс. Також була проведена розробка нечіткої шкали і правил діагностування та була побудована трапецієподібна функція приналежності.

Розроблен алгоритм нечіткого класифікатора, який працює наступним чином: спочатку за двома вимірювальними каналами отримується доплерівський зсув, за якими обраховується лінійна швидкість, фазифікація результатів вимірювання TAV за допомогою нечітких шкал, активізація і модифікація функції приналежності терм-множини РСВ, отримання узагальненої функції приналежності та проведення дефазифікації і отримання рівня стронніх включень.

Для данної дипломної роботи був розроблен стартап-проект в ньому визначені низка важливих факторів для виведення стартапу на ринок та доцільність його використання. Існує великий попит на продукцію виготовлену за даним проектом, найбільш зацікавленою цільовою аудиторією є лікарі, а також усі ті хто зацікавлений в даному товарі (хворі люди та студенти вищів).

Аналіз конкуренції ринку показав, що не дивлячись на високу конкуренції з боку монополіста, все рівно є шанси здобути першість в Україні за рахунок універсальності методу, який дозволяє використовуючи два канали підвищити точність кінцевого діагнозу, що в свою чергу призведе до збільшення кількості потенційних користувачів. Прямим конкурентом на території України є «ЛАЗМА» російського виробника, але він більше спеціалізується на визначення швидкості в мікроциркуляторному руслі, що значно полегшує вихід на ринок України, за 2-3 роки. Transonic – є прямими конкурентами на міжнародному ринку, тому і вихід значно ускладнюється, 5-10 років.

Імплементація запропонованого проекту є доцільною, оскільки технології та проекти в конструюванні медичного обладнання для виявлення

сторонніх включень у судинах буде актуально завжди, тим більше, що даний метод дозволяє виявляти сторонні включення за двома незалежними каналами, пропонуючи при цьому унікальний алгоритм для постанови діагнозу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Допплеровский измеритель скорости кровотока [Електронний ресурс].- 2015 – Режим доступу до ресурсу: <http://5rik.ru/myref/myref-15338.php>.
2. Сутність ефекту Доплера. Фізика доплерографії [Електронний ресурс].- 2014 - Режим доступу до ресурсу : <http://ultrasound.net.ua/materiali/organi-ta-sistemi/teorija-ultrazvukovoji-diagnostiki/bezpechnist-ultrazvuka/fizika-dopplerografii/>.
3. Types of Thrombosis [Електронний ресурс]. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.webmd.com/dvt/ss/slideshow-thrombosis-types>.
4. Blood Clots [Електронний ресурс]. – 2018. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.hematology.org/Patients/Clots/#>.
5. Вебстер Дж. Г. Медицинские приборы. Разработка и применение/ Камышко И.В., Калашник Д.А//– 2004.
6. Прибор для измерения скорости кровотока [Електронний ресурс]. -2015 – Режим доступу до ресурсу: <http://all-referats.com/55/3-25766-pribor-dlya-izmereniya-skorosti-krovotoka.html>.
7. Цветовой доплер [Електронний ресурс]. – 2017. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.medison.ru/tn/cd.htm>.
8. Цветовое доплеровское картирование [Електронний ресурс]. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: <https://gkb57.ru/info/90/>.
9. ВОЗМОЖНОСТИ СОЗДАНИЯ БЕСКОНТАКТНОГО ЛАЗЕРНОГО ФЛОУМЕТРА И ИЗМЕРЕНИЕ ЕГО ОСНОВНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК [Електронний ресурс]. – 2015. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.science-education.ru/ru/article/view?id=23816>.
10. Сравнительный анализ лазерной и ультразвуковой доплерографии в оценке тканевого кровотока при заболеваниях пародонта [Електронний ресурс]. – 2011. – Режим доступу до ресурсу: <http://medical-diss.com/medicina/sravnitelnyy-analiz-lazernoy-i-ultrazvukovoy->

[dopplerografii-v-otsenke-tkanevogo-krovotoka-pri-zabolevaniyah-parodonta.](#)

11. 9 опасных признаков тромбоза, которые нельзя игнорировать [Электронный ресурс]. – 2019. – Режим доступа до ресурсу: [https://24tv.ua/health/ru/9_opasnyh_priznakov_tromboza_kotorye_nelzja_ignorirovat_n963752.](https://24tv.ua/health/ru/9_opasnyh_priznakov_tromboza_kotorye_nelzja_ignorirovat_n963752)
12. Богомоллов М.Ф., Шорін А.І. – «Універсальний оптоакустичний пристрій для виявлення сторонніх включень у крові людини».- ДЕВ'ЯТНАДЦЯТА міжнародна науково-технічна конференція "ВИМІРЮВАЛЬНА ТА ОБЧИСЛЮВАЛЬНА ТЕХНІКА В ТЕХНОЛОГІЧНИХ ПРОЦЕСАХ" (ВОТТП-19-2019).-85с.
13. ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРНОЙДОППЛЕРОВСКОЙ ФЛОУМЕТРИИ ДЛЯОЦЕНКИ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИВ ПОЛИПАХ УРЕТРЫ У ЖЕНЩИН [Электронный ресурс] // 5. – 2013. – Режим доступа до ресурсу: [http://ngmu.ru/cozo/mos/article/pdf.php?id=1134.](http://ngmu.ru/cozo/mos/article/pdf.php?id=1134)
14. ЛАЗЕРНАЯ ДОППЛЕРОВСКАЯФЛОУМЕТРИЯ В ОЦЕНКЕ СОСТОЯНИЯИ РАССТРОЙСТВ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВИ [Электронный ресурс] // 10. – 2011. – Режим доступа до ресурсу: [http://angiologia.ru/specialist/cathedra/recommendations/2012/001.pdf.](http://angiologia.ru/specialist/cathedra/recommendations/2012/001.pdf)
15. ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАНИЗМОВ НАРУШЕНИЯ КРОВОСНАБЖЕНИЯ МЫШЕЧНЫХ ТКАНЕЙ ПРИ ИХ ДЕФОРМАЦИИ. // «Медицина и образование в Сибири». – 2013. – №4.
16. В.Г. Лелюк, С.Э. Лелюк. Ультразвуковая ангиология. Издательство «Реальное время», М. 2003,330с.
17. Маліков. Застосування ефекту доплера для діагностики кінцівок людини [Електронний ресурс] / Маліков. – 2018. – Режим доступа до ресурсу: [https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/25481/1/Malikov_magistr.pdf.](https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/25481/1/Malikov_magistr.pdf)
18. Ю.А.Буров. Интраоперационная ультразвуковая флоуметрия как метод прогнозирования результатов реваскуляризации у больных с

- критической ишемией нижних конечностей [Электронный ресурс] / Ю.А.Буров. – 1998. – Режим доступа до ресурсу: <http://www.transonic.ru/books/book98/burov8.html>.
19. А.Печат. Нечеткое моделирование и управление . Москва, Бином. 2009, 798стр.
20. Типы ультразвуковых датчиков [Электронный ресурс]. – 2011. – Режим доступа до ресурсу: http://probefix.com/information.probe_types.htm.
21. Лазерный доплеровский анемометр для измерения скорости потоков [Электронный ресурс]. – 2016. – Режим доступа до ресурсу: http://elibrary.sgu.ru/VKR/2016/03-03-02_029.pdf.
22. БЛОК ОБРАБОТКИ ДАННЫХ [Электронный ресурс]. – 2016. – Режим доступа до ресурсу: <https://studfile.net/preview/5759013/page:20/>
23. Гавриш О. А. Розробка стартап-проектів: практикум [Электронный ресурс] / О. А. Гавриш, К. О. Бояринова, К. О. Копішинська. – 2019. – Режим доступа до ресурсу: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/29450>.

ДОДАТКИ

Додаток А

УДК 606

Богомолів М.Ф., Шорін А.І.

**УНІВЕРСАЛЬНИЙ ОПТОАКУСТИЧНИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ СТОРОННІХ
ВКЛЮЧЕНЬ У КРОВІ ЛЮДИНИ**

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
prostotoha6@ukr.net

***Анотація.** Можливість неінвазивної, об'єктивної і динамічної оцінки кровотоку по судинах малого калібру залишається однією з актуальних завдань сучасної ангіології і суміжних спеціальностей. Від її рішення залежить успіх ранньої діагностики таких захворювань, як облітеруючий ендартеріт, ураження брахіоцефальних артерій, атеросклероз, а також всіляких оклюзій і стенозів артерій, але не існує одного єдиного методу який би зміг точно визначити наявність сторонніх включень у крові людини на ранньому етапі дослідження, тому для досягнення цієї мети мною було об'єднано два метода неінвазивної діагностики доплерівської флоуметрії та лазерної флоуметрії для того аби узяти найкращі сторони кожного з методів дослідження параметрів кровотоку.*

***Ключові слова:** швидкість кровотоку, лазерні флоуметри, ультразвукові флоуметри.*

Bogomolov N.F., Shorin A.I.

**UNIVERSAL OPTO ACOUSTIC DEVICE FOR DETERMINATION OF SEPARATE
INCLUSIONS IN BLOOD OF HUMAN**

NATIONAL TECHNICAL UNIVERSITY OF UKRAINE
«KIEV POLYTECHNICAL INSTITUTE ON IGOR SIKORSKY» FACULTY OF BIOMEDICAL
ENGINEERING
prostotoha6@ukr.net

Abstract. The possibility of non-invasive, objective, and dynamic evaluation of blood flow on vessels of small caliber remains one of the topical problems of modern angiology and related specialties. The success of early diagnosis of diseases such as obliterating endarteritis, lesions of brachiocephalic arteries, atherosclerosis, as well as all sorts of occlusions and arterial stenosis depends on its decision, but there is no single method that could accurately determine the presence of foreign inclusions in human blood at an early stage of the study, so for this purpose I have united two methods of non-invasive diagnostics of Doppler flowmetry and laser flowmetry in order to take the best aspects of each of the methods of study parameter blood flow.

Key words: speed of blood flow, laser flowmeters, ultrasonic flowmeters.

Розроблен прилад для інформативного контролювання швидкості кровотоку в судинах, а також наявності виявлення сторонніх включень у складі крові різних видів ембол та тромбів. Особливість на відміну від існуючих є наявність додаткового інформаційного каналу(крім ультразвукового) з застосуванням лазерного випромінювання, а також багатоканального вимірювання цих параметрів крові на кінцівках людини одночасно. Структурна схема представлена на рис 1, використавши для ультразвукового випромінювання датчик на 7,5 МГц. Для оптичного тракту використовується напівпровідниковий лазер [1-3].

Лазерні методи вимірюванні кровотоку дозволяють вимірювати рівень кровотоку на 1 мм досліджуваної тканин у результаті чого відсутні прямі показники кровотоку. В той час ультразвукові флоуметри дозволяють визначити такі характеристики як, лінійну та об'ємну швидкість кровотоку [4].

Особливістю конструкції є використання датчиків, які знаходяться на універсальній конусоподібній манжеті ультразвукових і лазерних джерел випромінювання, які працюють у безперервному режимі по-черзі. Інформація про параметри і наявність включень у крові відображаються на ЖКІ дисплеї з одночасним підрахунком середнього значення зміни кровотоку, лімфоток середньостатистична оцінка розмірів додаткових включень та доплерівський частотний зсув.

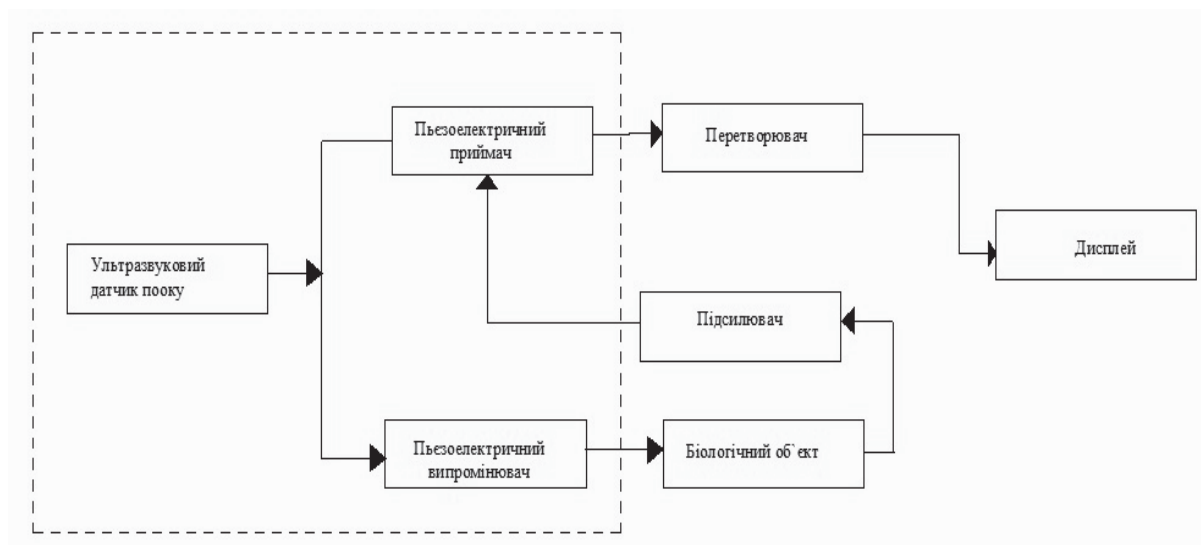


Рисунок 1 – Структурна схема для ультразвукового каналу

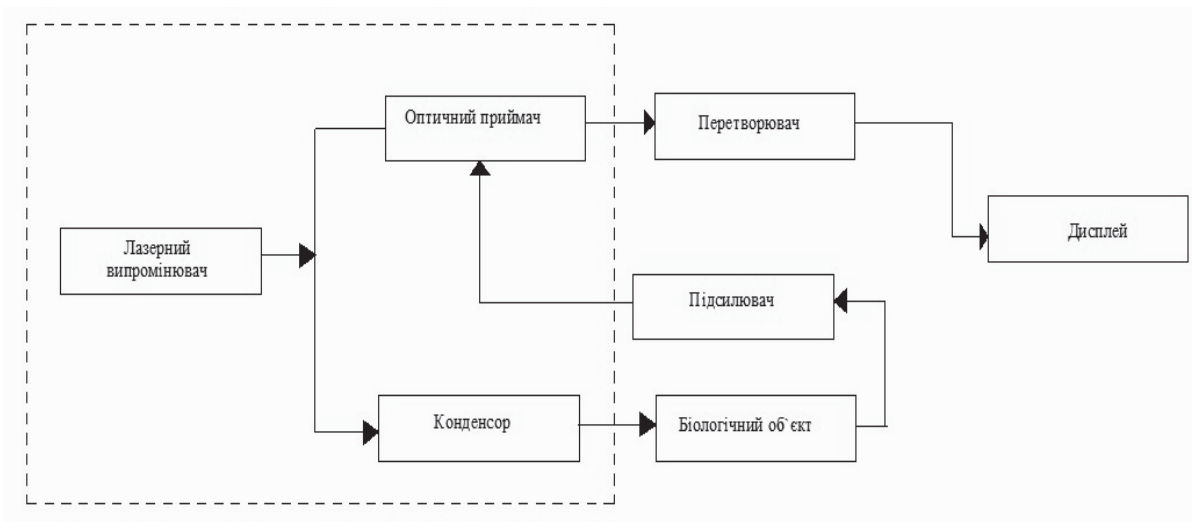


Рисунок 2 – Структурна схема для оптичного каналу

Література

1. Методы определения параметров кровотока в ультразвуковой доплеровской диагностике [Електронний ресурс]. - 2016 – Режим доступа до ресурсу: <http://elib.spbstu.ru/dl/2/4405.pdf/download/4405.pdf>.
2. Применение лазерной анемометрии в диагностике двухфазных течений [Електронний ресурс]. – 2012. – Режим доступа до ресурсу: <https://mash-xxl.info/page/109189152248092185116080020093035094190172028077/>.
3. Определение скорости кровотока [Електронний ресурс] – 2016 - Режим доступа до ресурсу: https://studopedia.ru/5_40129_opredelenie-skorosti-krovotoka.html.
4. Сравнительный анализ лазерной и ультразвуковой доплерографии в оценке тканевого кровотока при заболеваниях пародонта [Електронний ресурс]. – 2010. – Режим доступа до ресурсу: <http://medical-diss.com/medicina/sravnitelnyy-analiz-lazernoy-i-ultrazvukovoy-dopplerografii-v-otsenke-tkanevogo-krovotoka-pri-zabolevaniyah-parodonta>.

Додаток Б

УДК 621.391

А.І. Шорін, студент гр. ПВ-91мп, д.т.н., проф. Яремчук Н.А.

Національний технічний університет України «Київський
політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»

СИСТЕМА ДІАГНОСТУВАННЯ НАЯВНОСТІ СТОРОННІХ УТВОРЕНЬ В СУДИНАХ

Анотація. В роботі запропоновано одночасне використання двох методів вимірювання швидкості кровотоку, на яких засновано діагностування наявності сторонніх утворень в судинах. Отримання кінцевого діагнозу за лінгвістичною шкалою ґрунтується на об'єднанні результатів вимірювання швидкості крові току з застосуванням правил нечіткої логіки.

Ключові слова: швидкість кровотоку, діагностування сторонніх утворень, лінгвістична шкала.

ВСТУП

Для нормального функціонування тканин і органів дуже важливо їх фізіологічно адекватне кровопостачання. Одними з фізіологічно важливих параметрів є об'ємна швидкість кровотоку в судинах і кровонаповнення тканин у відсотках до обсягу тканини, тому для діагностування наявності сторонніх утворень в судинах використовується об'ємна швидкість кровотоку і її зміни в залежності від ступеня деформації судин.

Вимірювання швидкості кровотоку реалізують за принципами ультразвукових та лазерних зондувань тканин.

Допплерівський витратомір безперервної дії дозволяє вимірювати швидкість таких рідин, які містять частки, що відбивають падаючий на них звуковий сигнал (у крові такими частками є еритроцити).

Випромінювач ультразвуку спрямовує сигнал на досліджувану судину. Досягнувши рухомої клітини, ультразвук відбивається від неї зі зміщеною частотою, а відбитий сигнал реєструється приймачем, датчик якого

ідентичний кристалу, що випромінює ультразвук, за доплерівським зсувом відбитого сигналу визначають лінійну швидкість кровотоку [1].

Лазерна доплерівська флоуметрія - метод, який використовується для вимірювання об'ємної швидкості кровотоку і оцінки стану мікроциркуляторного русла. Для дослідження мікроциркуляції крові застосовується зондування тканини лазерним випромінюванням з реєстрацією доплерівського зсуву частоти розсіяного когерентного лазерного випромінювання рухомими в тканини клітинами крові [2].

Оскільки точність вимірювання невисока і на результат діє багато впливних величин, то для збільшення достовірності діагностування запропоновано використання надлишкових вимірювань, за якими значення діагностичної ознаки отримуються двома методами, а результати об'єднують. Кінцевий результат діагностування подають за допомогою лінгвістичної шкали : сторонні включення «незначні», «суттєві», «значні».

Метою є розробка алгоритму опрацювання вимірювальної і діагностичної інформації системи діагностування наявності сторонніх утворень в судинах.

МАТЕРІАЛИ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Особливістю системи на відміну від існуючих систем вимірювання кровотоку є наявність додаткового інформаційного каналу (крім ультразвукового) з застосуванням лазерного випромінювання, а також багатоканального вимірювання цих параметрів крові на кінцівках людини одночасно. На вхід обох каналів подається сигнал інформативним параметром якого є лінійна швидкість кровотоку.

Структурна схема представлена на рис. 1, з використанням ультразвукового випромінювання датчик на 7,5 МГц. Для оптичного тракту використовується напівпровідниковий лазер [3].



Рисунок 1 – Структурна схема розробленої системи

Зміни судини при стенозі, що призводять до зменшення діаметра судини, представлені в таблиці 1. При цьому необхідно зазначити, що у формулі Пуазейля об'ємна швидкість кровотоку знаходиться в сильній статичній залежності від радіуса судини пропорційно від r^4 . Це означає, що незначний стеноз судини і пов'язане з цим зменшення її радіусу буде приводити до помітних змін кровопостачання тканин [4].

Найважливішим кількісним параметром для визначення наявності сторонніх утворень є потік або витрата крові V_{voe} .

Витрата крові визначається за безпосередньо вимірюваною величиною TAV (time average velocity), усереднену за часом і середню за перерізом кровоносної судини [5]. Об'ємна швидкість кровотоку $V_{voe} = A \cdot TAV \cdot 60$, де A – площа поперечного перерізу судини. TAV і V_{voe} – найважливіші діагностичні ознаки для ідентифікації цілого ряду судинних патологій. Крім того використовується цілий ряд діагностичних ознак, такий, наприклад індекс опору RI, що визначається як: $RI = (V_s - V_d) / V_s$, де $V_s = \max[V_{max}(t)]$ – максимальна систолічна швидкість, $V_d = \min[V_{max}(t)]$ – кінцева діастолічна швидкість [5].

Тому блок первинного опрацювання даних призначений для отримання значень обраних діагностичних ознак.

В бібліотеці лінгвістичних шкал зберігається розроблені за діагностичними ознаками шкали для пацієнтів різних вікових груп і для різних ланок кровоносної системи або судин різного калібру. Шкала з нечіткою лінгвістичною змінною – це терм-множина лінгвістичної змінної, що складається з трьох термів за результатами діагностування: Т1 – незначні; Т2- суттєві; Т3- значні. Функції приналежності окремих термів будуються за отриманими з літературних джерел областями визначення діагностичних параметрів, форма функцій приналежності прямокутна [6].

Розрахуємо об'ємну швидкість кровотоку і її зміни в залежності від ступеня деформації судин з використанням формули Пуазейля:

$$Q = \frac{\pi \cdot r^4 (P_1 - P_2)}{8\mu L}, \quad (1)$$

де: Q - об'ємна швидкість кровотоку; r - радіус судини; P1 - P2 - різниця тисків; μ - в'язкість крові; L - довжина судини.

Середня в'язкість крові $\mu = 0,0045 \text{ Па}\cdot\text{с}$. Розміщення даного тиску в артеріях, що відповідає середньому домену в системі CI, P = 3900 Па.

За розрахунками (1) було виявлено, що об'ємна швидкість кровотоку зменшується майже в 15 разів при розтягуванні судин на 50%.

Згідно з отриманими розрахунковими даними об'ємної швидкості можна класифікувати рівень небезпеки за даними «табл. 1» для стегнової артерії [4].

Таблиця 1

Зміна об'ємної швидкості від стенозу судини

Стеноз стегнової судини %	0	10	20	50
Об'ємна швидкість Q (мл/хв)	339	212	139	23

Стеноз судини при 0% можна класифікувати як «відсутній», в той час при стенозі на 10, 20 та 50 % можна класифікувати як: «незначні», «суттєві», «значні» відповідно.

Так за даними для загальної стегнової артерії [7], середнє значення TAV становить 300 ± 50 (мл/хв), а діапазон становить від 212 до 424 мл/хв, може бути запропонована функція приналежності $\mu(T_1(x))$:

$$\mu(T_1(x)) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } 250 \leq x \leq 350 \\ \frac{424 - x}{424 - 212}, & \text{якщо } 212 \leq x \leq 424 \\ 0, & \text{якщо } 212 > x \end{cases}$$

Нечіткий класифікатор визначає активізовані функції приналежності за перерізом результату вимірювання і функціями приналежності терм-множини лінгвістичної змінної, модифікує за значеннями ординат перерізу і формує функцію приналежності за першим діагнозом (тобто за першим вимірювальним каналом)

Така же процедура проводиться з результатом вимірюванням за другим вимірювальним каналом.

Після цього визначається результируюча функція приналежності (аккумуляція двох діагностичних висновків).

Кінцевий діагноз отримують за центром ваги аккумуляювальної функції приналежності(дефазифікація).

ВИСНОВКИ

В роботі запропоновано одночасне використання двох методів вимірювання швидкості кровотоку, на яких засновано діагностування наявності сторонніх утворень в судинах, що дозволяє збільшити достовірність діагностування

Наведено структурну схему системи і алгоритм опрацювання вимірювальної і діагностичної інформації.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Вебстер Дж. Г. Медицинские приборы. Разработка и применение / Камышко И.В., Калашник Д.А. // – 2004.
2. ВОЗМОЖНОСТИ СОЗДАНИЯ БЕСКОНТАКТНОГО ЛАЗЕРНОГО ФЛОУМЕТРА И ИЗМЕРЕНИЕ ЕГО ОСНОВНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК [Электронный ресурс]. – 2015. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.science-education.ru/ru/article/view?id=23816>.
3. Богомоллов М.Ф., Шорін А.І. – «Універсальний оптоакустичний пристрій для виявлення сторонніх включень у крові людини». – ДЕВ'ЯТНАДЦЯТА міжнародна науково-технічна конференція "ВИМІРЮВАЛЬНА ТА ОБЧИСЛЮВАЛЬНА ТЕХНІКА В ТЕХНОЛОГІЧНИХ ПРОЦЕСАХ" (ВОТТП-19-2019). – 85 с.
4. ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАНИЗМОВ НАРУШЕНИЯ КРОВОСНАБЖЕНИЯ МЫШЕЧНЫХ ТКАНЕЙ ПРИ ИХ ДЕФОРМАЦИИ. // «Медицина и образование в Сибири». – 2013. – №4.
5. В.Г. Лелюк, С.Э. Лелюк. Ультразвуковая ангиология. Издательство «Реальное время», М. 2003, 330с.
6. Маліков. Застосування ефекту доплера для діагностики кінцівок людини [Електронний ресурс] / Маліков. – 2018. – Режим доступа до ресурсу: https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/25481/1/Malikov_magistr.pdf.
7. Ю.А.Буров. Интраоперационная ультразвуковая флоуметрия как метод прогнозирования результатов реваскуляризации у больных с критической ишемией нижних конечностей [Электронный ресурс] / Ю.А.Буров. – 1998. – Режим доступа до ресурсу: <http://www.transonic.ru/books/book98/burov8.html>.

Наук. керівник – д.т.н., проф. Яремчук Н.А.